

Desenvolvimento de um Goniômetro Virtual

Renno de Ervedosa Diniz Vale



CENTRO DE INFORMÁTICA
UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA

Renno de Ervedosa Diniz Vale

Desenvolvimento de um Goniômetro Virtual

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado ao curso de Engenharia de Computação do Centro de Informática, da Universidade Federal da Paraíba, como requisito para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Computação.

Orientador: Dr. Ruy Alberto Pisani Altafim

Coorientador: Dr. Mardson de Freitas Amorim

Julho de 2018

Catálogo na publicação
Seção de Catalogação e Classificação

V149d Vale, Renno de Ervedosa Diniz.
Desenvolvimento de um Goniômetro Virtual / Renno de
Ervedosa Diniz Vale. - João Pessoa, 2018.
56 f. : il.

Orientação: Ruy Alberto Pisani Altafim.
Coorientação: Mardson de Freitas Amorim.
Monografia (Graduação) - UFPB/CI.

1. Goniômetro. 2. Reabilitação. 3. Leap Motion. I.
Altafim, Ruy Alberto Pisani. II. Amorim, Mardson de
Freitas. III. Título.

UFPB/BC



CENTRO DE INFORMÁTICA
UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA

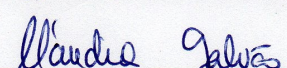
ATA DE DEFESA PÚBLICA DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Aos quatro dias do mês de junho de dois mil e dezoito, às nove horas, em sessão pública no auditório do Centro de Informática do Campus I da Universidade Federal da Paraíba, na presença da Banca Examinadora presidida pelo **professor coorientador Mardson Freitas de Amorim** e pelos **professores Cláudia Regina Cabral Galvão, Ruy Alberto Pisani Altafim (orientador)** e **Antonio Carlos Cavalcanti**, o aluno **RENNO DE ERVEDOSA DINIZ VALE**, apresentou o trabalho de conclusão de curso intitulado: **DESENVOLVIMENTO DE UM GONIÔMETRO VIRTUAL**, como requisito curricular indispensável para a integralização do Curso de Engenharia de Computação.

Após a exposição oral, o candidato foi arguido pelos componentes da Banca que se reuniram reservadamente e decidiram APROVAR a monografia com nota DEZ. Divulgando o resultado formalmente ao aluno e demais presentes, eu, na qualidade de Presidente da Banca, lavrei a presente ata que está assinada por mim, pelos demais examinadores e pelo aluno.



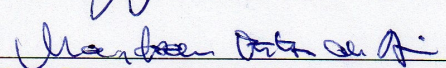
Prof. Ruy Alberto Pisani Altafim (orientador)



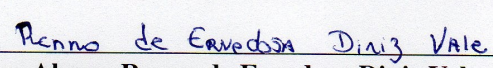
Prof. Cláudia Regina Cabral Galvão



Prof. Antonio Carlos Cavalcanti



Prof. Mardson Freitas de Amorim (coorientador)



Aluno: Renno de Ervedosa Diniz Vale

*”Tu és digno, Senhor e Deus nosso, de receber
a glória, a honra, e o poder, porque todas as coisas
Tu criaste, sim, por causa da Tua vontade vieram
a existir e foram criadas”.*

Apocalipse 4:11

AGRADECIMENTOS

Agradeço com grande contentamento aos professores Ruy Alberto Pisani Altafim e Mardson de Freitas Amorim pelas orientações, sugestões e não menos importante pelos puxões de orelha. Sei bem que a amizade dos dois é algo raro e em especial, mais uma vez, os agradeço.

Gratífico ainda, meus amigos do Laboratório de Medidas e Instrumentação: Caio Assunção, Diógenes Fernando, Emanuella Maria, Gustavo Eraldo, Jefferson Lacerda, Johannes Lima, Jordy Allyson, Kened Wanderson, Leandro Mendes, Lucas Moro, Marília Karla, Natália Caroline e Smith Lima. Se houve dificuldades nessa caminhada, eu não poderia contar com o auxílio de pessoas melhores, com sinceridade eu os agradeço.

Aos meus amigos já graduados: Altair Pinto, Bruno Adônis, Ewerton Bruno, Janisley Oliveira, Luiz Lira, Michael Bittencourt, Raul Brito, Viviano Medeiros e Wilter Dias. Além de todo o companheirismo e amizade, obrigado pelo apoio e pela experiência compartilhada.

Aos meus amigos: Abraão dos Santos, Allison Cândido, Antonio Brito, Cláudia Bittencourt, Felipe Andrade, Felipe Werlang, João Lopes, João Marcelo, Luiz Henrique, Thiago Bandeira, Thyago Oliveira, Wellton Thyago e Yuri Gouveia. Vocês são amigos para toda hora e para toda a vida.

Agradeço a professora Letícia Marchi pelo suporte, orientação e conhecimento concedido para a realização deste trabalho.

Agradeço ainda, a todos que contribuíram de forma indireta para essa conquista. Muito obrigado.

RESUMO

O goniômetro é uma ferramenta amplamente utilizada no processo de reabilitação de membros lesionados. Sua aplicação no entanto, implica em uma série de fatores negativos que poderiam ser minimizados se tal ferramenta fosse substituída. A proposta deste trabalho por sua vez, foi desenvolver uma ferramenta alternativa ao goniômetro para facilitar a mensuração dos ângulos de movimento do punho e minimizar os possíveis problemas de variação de medidas trazidos por ele. Para atingir estes objetivos, foi utilizado um dispositivo Leap Motion para realizar a mensuração da amplitude dos movimentos das articulações do punho. Para concluir o trabalho, foi desenvolvido ainda um modelo de testes para submeter a aplicação desenvolvida a uma validação inicial através de comparações entre medições da nova ferramenta desenvolvida e medições do goniômetro.

Palavras-chave: goniômetro, reabilitação, Leap Motion.

ABSTRACT

The goniometer is a widely used tool in the rehabilitation process of injured limbs. Its application however, implies a number of negative factors that could be minimized if such tool were replaced. The proposal of this work is to develop an alternative tool to the goniometer that will minimize the recurring problems brought by it. To achieve these goals, a Leap Motion device will be used in communication with a common computer. To complete the work, a test model will be developed to commit the application developed to an initial validation through comparisons between measurements of the new tool developed and measurements of the goniometer.

Key-words: goniometer, rehabilitation, Leap Motion.

LISTA DE FIGURAS

1	Dispositivo Leap Motion	23
2	Movimento de Extensão do Punho	24
3	Movimento de Flexão do Punho	25
4	Movimento Radial do Punho no plano Frontal	26
5	Movimento Ulnar do Punho no plano Frontal	26
6	Etapas até a construção da mão tridimensional no Unity3D	28
7	Cenário original e cenário rotacionado para melhor visualização dos movimentos	29
8	Conversão do problema em um sistema de triângulo retângulo	30
9	Exemplo de posição da mão quando $m_y > w_y$ e $m_x > w_x$	30
10	Movimento Ulnar e Radial para a mão direita	31
11	Determinação dos pontos M e W	33
12	Fluxograma do sistema proposto	34
13	Transformações Geométricas para posicionar corretamente os cilindros . . .	35
14	Etapas para Construção do Modelo de Validação	36
15	Comparação da captura do Leap Motion antes e após a pintura do Modelo com Material ABS cor preta	37
16	Modelo de mão desenvolvido em gesso juntamente com a peça suporte da articulação	37
17	Cenário para realização das medidas de extensão de punho	39
18	Região de Imprecisão no movimento de Flexão do Punho	40
19	Posicionamento do dispositivo Leap Motion para realização das medidas do movimento de Flexão do Punho	41
20	Tela Principal do Software desenvolvido e suas funcionalidades	42
21	Visualizações primária e secundária para proporcionar clareza do movimento	43
22	Exemplo do formato do relatório gerado pelo aplicativo.	44
23	Diferença das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion para o movimento de extensão	46

24	Ajuste Linear das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion para o movimento de extensão	46
25	Diferença das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion com amostras incoerentes removidas	47
26	Ajuste Linear das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion com amostras incoerentes removidas	47
27	Diferença das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion para o movimento de flexão	48
28	Ajuste Linear das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion para o movimento de flexão	48
29	Diferença das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion para o movimento ulnar.	49
30	Ajuste Linear das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion para o movimento ulnar.	50
31	Diferença das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion para o movimento radial	51
32	Ajuste Linear das Medições Goniômetro <i>versus</i> Leap Motion para o movimento radial	51

LISTA DE TABELAS

1	Cálculo da ADM para os movimentos do punho	33
---	--	----

LISTA DE ABREVIATURAS

ADM - Medidas de Amplitude de Movimentos

LMI – Laboratório de Medidas e Instrumentação

PDI – Processamento Digital de Imagens

SAPO - Software para Avaliação Postural

Sumário

INTRODUÇÃO	15
1 ESCOPO DO TRABALHO	17
1.1 Definição do Problema	17
1.2 Premissas e Hipóteses	18
1.2.1 Objetivo geral	18
1.2.2 Objetivos específicos	19
2 CONCEITOS GERAIS E REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1 Ferramentas utilizadas no Processo de Reabilitação	20
2.2 Movimentos de Articulação do Punho	23
2.2.1 Extensão do Punho	24
2.2.2 Flexão do Punho	24
2.2.3 Desvio Radial do Punho	25
2.2.4 Desvio Ulnar do Punho	25
3 METODOLOGIA	27
3.1 Ferramentas de Software Utilizadas	27
3.2 Ferramentas de Hardware Utilizadas	28
3.3 Algoritmo elaborado para obter as amplitudes de Movimento do Punho	28
3.4 Levantamento dos Requisitos do Software	32
3.5 Refinamentos gráficos para agregar confiabilidade	34
3.6 Fabricação do Modelo de Validação e Ambiente de Testes	35
3.6.1 Cenário de Testes para o movimento de Extensão do punho	38
3.6.2 Cenário de Testes para o movimento de Flexão do Punho	39
3.6.3 Cenário de Testes para o movimento de Radial e Ulnar	41
4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS	42
4.1 Aplicação desenvolvida	42
4.2 Resultados e Análise das Medidas do Movimento de Extensão do Punho	45

4.3	Análise das Medidas do Movimento de Flexão do Punho	47
4.4	Análise das Medidas do Movimento Ulnar do Punho	48
4.5	Análise das Medidas do Movimento Radial do Punho	50
5	DISCUSSÃO	52
	CONCLUSÃO	53
	REFERÊNCIAS	54

INTRODUÇÃO

O aumento populacional e por consequência o aumento de enfermos, forçou os hospitais e centros de atendimento a transferirem serviços menos críticos para mãos robóticas, a fim de reduzir custos (MELLO, 2013; LISBOA, 2010; J.A.M, 2013; DARÉ, 2008). No Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, a incidência, entre abril de 2010 e 2011, de acidentes na região do punho e das mãos foi de 60,99%, sendo acidentes de trânsito com motocicletas o principal motivo dos traumas (cerca de 19,12%)(BARBOSA et al., 2013). Em uma assembléia de saúde no trabalho, estatísticas mostram que ocorrem cerca de 350 mil novos acidentes nas mãos e punhos nos empregados por ano, evento que gera um gasto à previdência social de cerca de R\$ 25 bilhões (DIÁRIO, 2017). Ainda, por não receber tratamento adequado, um trabalhador pode ficar por um período de até seis meses a um ano inabilitado (DIÁRIO, 2017). Tendo em vista todos estes agravantes e a real situação do cenário brasileiro de reabilitação, o crescente aumento de pacientes irá gerar por consequência, uma demanda que não poderá ser suprida pelos especialistas na área (DIÁRIO, 2017).

Baseando-se nessas premissas, este trabalho tem como objetivo substituir a ferramenta de avaliação comumente utilizada no processo de reabilitação, o goniômetro, por um sistema que utiliza a captura do movimento das mãos, o Leap Motion. A necessidade desta substituição é fundamentada pelo crescente aumento da demanda por tratamentos de reabilitação em centros terapêuticos, devido principalmente a acidentes de trânsito com motocicletas (BARBOSA et al., 2013). A maior frequência de lesões significa um maior requerimento de fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais para realizar as medições de ângulos articulares. Tendo em vista que a utilização do goniômetro recai em um processo lento de mensuração, essas medições levam um tempo considerável, que poderia ser minimizado caso o goniômetro fosse substituído por um dispositivo eletrônico de captura. Ainda devido a esta inovação, o processo de diagnóstico também seria facilitado, pois o mesmo poderia ser realizado com o auxílio do computador, evitando preenchimentos de relatórios pelos terapeutas e possibilitando uma gama de benefícios no processo de reabilitação. Sua outra vantagem é o aumento da precisão das medições (BATISTA et al., 2006; PHAM et al., 2015). Diagnósticos realizados pelo goniômetro são dependentes da estimativa visual (MARQUES, 2003; CARVALHO et al., 2012), o que possibilita uma taxa de erro humano. Com o dispositivo de captura Leap Motion, o erro das medidas do posicionamento da mão no espaço não ultrapassa 2,5mm (WEICHERT et al., 2013), o que sugere um alto nível de precisão nas medições. A substituição para o dispositivo ainda trará um maior conforto para o paciente e reduzirá a probabilidade de infecções, pois a captura dos movimentos não requer contato com o punho ou as mãos. Ao contrário disso, uma distância superior a 20 cm do dispositivo é sugerida para que o mesmo tenha uma melhor definição nas capturas (GUNA et al., 2014).

Com todos estes benefícios, torna-se viável realizar um estudo para substituir o tradicional instrumento de medidas goniômetro por um sistema de software associado ao dispositivo Leap Motion no diagnóstico de pacientes em processo de reabilitação.

O desenvolvimento deste trabalho se dá da seguinte forma. Na seção 2 estão descritos os conceitos e fundamentos para embasamento deste trabalho, tais como trabalhos acadêmicos relacionados. Na seção 3 estão descritos: o algoritmo desenvolvido, o levantamento das funcionalidades presentes na aplicação, a construção do *software*, as propostas para validação da aplicação desenvolvida, as etapas de construção do modelo de testes e a definição do cenário de testes. Na seção 4 estão os resultados da aplicação desenvolvida bem como os resultados individuais da comparação entre a ferramenta desenvolvida e uma ferramenta padronizada. A seção 5, discute o resultado de maneira geral e expõe aperfeiçoamentos que podem ser realizados em trabalhos futuros.

1 ESCOPO DO TRABALHO

1.1 Definição do Problema

Houve um aumento nos hospitais e centros terapêuticos de casos de lesões nos membros superiores (DIÁRIO, 2017; BARBOSA et al., 2013). De acordo com o depoimento do cirurgião Leandro Azevedo Figueiredo, em uma assembleia de saúde no trabalho, acontecem 700 mil novos acidentes nas mãos e punhos nos empregados por ano, o que gera um gasto a previdência social de cerca de R\$ 25 bilhões apenas com o auxílio-doença (DIÁRIO, 2017). O médico ainda afirma, que “das 20 principais doenças que afastam as pessoas do trabalho, as três primeiras estão relacionadas à mão e ao punho”, e ainda, por não receber tratamento adequado, um trabalhador pode ficar por um período de até seis meses a um ano inabilitado. Tendo em vista todos estes agravantes e a real situação do cenário brasileiro de reabilitação, o crescente aumento de pacientes irá gerar por consequência, uma demanda que não poderá ser suprida pelos especialistas na área (DIÁRIO, 2017).

Atualmente, a ferramenta mais utilizada pelos terapeutas no Brasil para mensurar os ângulos articulares e acompanhar a evolução da recuperação de seus pacientes com possíveis disfunções nos membros superiores é o goniômetro (OLIVEIRA; ARAÚJO, 2003). Há também outros instrumentos capazes de mensurar as medidas de amplitude de movimento (ADM), como o dinamômetro isocinético e o goniômetro eletrônico. No entanto, por ter um custo inferior aos seus competidores, o goniômetro comum é o mais adotado (OLIVEIRA; ARAÚJO, 2003). Tomar esta decisão, contudo, recai na necessidade do terapeuta estar sempre presente durante o processo de avaliação, pois, há uma série de regras a serem seguidas para que o resultado do exame seja consistente (MARQUES, 2003). Por consequência disto, o processo de avaliação durante a reabilitação é um processo lento, repetitivo e ainda manual, dependente da confiabilidade do examinador e do instrumento de avaliação (GOUVEIA et al., 2014; CARVALHO et al., 2012; BATISTA et al., 2006).

Em geral, há três grandes fatores que influenciam a qualidade da medida de um goniômetro (CARVALHO et al., 2012; BATISTA et al., 2006), são eles: a qualidade do goniômetro, o estado do paciente (isto é, um paciente com muitas dores e limitações nas articulações tende a gerar uma avaliação mais incorreta do que aquele mais comprometido, devido ao contato do goniômetro sobre a região lesionada) e o próprio avaliador. O primeiro fator é incorrigível, visto que toda ferramenta possui um erro de medida mesmo que este seja ínfimo. O estado do paciente por outro lado, é um critério bastante influenciador, pois a maioria dos pacientes estão ou estavam sofrendo dores na região de análise. Para o terceiro fator, existe na literatura uma série de estudos (GOUVEIA et al., 2014; CARVALHO et al., 2012; BATISTA et al., 2006) para avaliar a influência do

avaliador nas medições, isto é, o quanto varia as medições intra-avaliador e interavaliador. Os resultados para esses fatores no goniômetro universal estão acima do aceitável para a maioria dos movimentos, porém, com a padronização de uma ferramenta que independe de um ser humano, o resultado seria mais preciso e este critério seria abolido (SACCO et al., 2007).

A proposta deste trabalho então, é substituir o goniômetro por um dispositivo Leap Motion e, por consequência, reduzir a influência dos fatores citados sobre as medições. Com o Leap Motion, existe a possibilidade de um significativo aumento na precisão das medições, pois o dispositivo conta com uma incerteza menor que 2,5 mm no pior caso e uma média de 1,2 mm (GUNA et al., 2014) (por referência, a mão humana tem uma precisão média de 0,4 mm (WEICHERT et al., 2013)). Os erros decorrentes das medições do próprio avaliador, também seriam excluídos e passariam a condizer com o erro do próprio dispositivo que, como já dito, é bastante pequeno. A substituição para o dispositivo ainda trará um maior conforto para o paciente, pois a captura dos movimentos não requer contato com o punho ou as mãos, sendo necessário, uma distância superior a 20 cm do dispositivo para que o mesmo tenha uma melhor definição nas capturas.

1.2 Premissas e Hipóteses

O custo de um dispositivo Leap Motion no Brasil varia de U\$ 40,00 a U\$ 120,00 (valores obtidos na comunidade de compra e venda "Mercado Livre" no dia 14 de maio do ano de 2018), preço muito elevado se comparado com a tradicional ferramenta utilizada, o goniômetro, que pode ser obtido por preços de U\$ 5,00 a U\$ 15,00 (valores médios obtidos em lojas de componentes médicos). No entanto, compreende-se que a longo prazo, os benefícios trazidos pela ferramenta superem o seu custo monetário.

Mesmo sendo um dispositivo bastante preciso, o Leap Motion também tem suas taxas de erro e variações. É esperado que o erro deste dispositivo não exceda um valor máximo a ponto de comprometer o uso do mesmo na coleta de medições. As pesquisas de GUNA et al. (2014) e WEICHERT et al. (2013) realizaram uma análise sobre o dispositivo Leap Motion e concluíram que o mesmo tem um erro máximo aproximado de 2,5 mm, com uma média de 1,2 mm. Esta acurácia é muito maior que a de outros dispositivos disponíveis comercialmente na mesma faixa de preço, como o Kinect (KHOSHELHAM; ELBERINK, 2012) e, por isto, esse dispositivo foi escolhido.

1.2.1 Objetivo geral

Substituir o goniômetro por um dispositivo Leap Motion no processo de avaliação pela goniometria de pacientes com punhos lesionados e desenvolver um aplicativo para

acessar as medições realizadas, gerando um relatório para auxiliar o terapeuta especializado.

1.2.2 Objetivos específicos

Desenvolver o algoritmo para realizar a captura de movimento das angulações das articulações dos movimentos de extensão, flexão, radial e ulnar.

Modelar um objeto 3D com formato de mão humana para realizar teste prévios com a ferramenta desenvolvida e comparar medidas com o goniômetro.

Definir um protocolo de testes com a mão 3D modelada para validação da nova ferramenta de captura desenvolvida.

Escrever um projeto para ser submetido ao Comitê de Ética para possibilitar testes com seres humanos, como preparo para trabalhos futuros.

Construir um cenário de testes para ser utilizado na validação do equipamento.

Realizar um estudo comparativo das medições do Leap Motion com a ferramenta já padronizada goniômetro para avaliar o desempenho da nova ferramenta e validar suas medições.

2 CONCEITOS GERAIS E REVISÃO DA LITERATURA

O diagnóstico realizado no processo de reabilitação, consiste resumidamente entre outras investigações, em mensurar as medidas de amplitude de movimentos (ADM) para determinar a presença de disfunções e quantificar as limitações nas articulações do paciente (OLIVEIRA; ARAÚJO, 2003; CARVALHO et al., 2012). Independente da ferramenta utilizada, para cada articulação existe um procedimento específico, logo, existem uma gama de movimentos e cada um deles tem suas exclusividades (MARQUES, 2003).

As ferramentas comumente utilizadas para quantificar as ADM influenciam bastante nas medições (BATISTA et al., 2006; CARVALHO et al., 2012). Algumas das mais antigas, como o goniômetro comum (muitas vezes também chamado de "goniômetro universal"), são dependentes de vários fatores humanos que influenciam na medida (GOUVEIA et al., 2014; OLIVEIRA; ARAÚJO, 2003). Outras mais modernas, como o inclinômetro digital já não dependem de tais fatores e por consequência são mais precisas (GOUVEIA et al., 2014). Na seção a seguir são descritas algumas das principais ferramentas utilizadas atualmente para obter as ADM, e suas vantagens e desvantagens.

2.1 Ferramentas utilizadas no Processo de Reabilitação

A ferramenta mais utilizada para realizar as ADM é o goniômetro universal. Ele é um instrumento de medida em forma semicircular ou circular graduada em 180° ou 360°, utilizado para medir ou construir ângulos. O principal motivo de sua escolha no mercado, é devido a sua fácil aquisição, consequência do seu baixo custo quando comparado com as ferramentas alternativas (CARVALHO et al., 2012). Em geral, a goniometria (método de realizar as ADM utilizando o goniômetro) utiliza o movimento ativo para as medições (CARVALHO et al., 2012), isto é, o paciente realiza o movimento e, quando chega no seu limite, a angulação é mensurada pelo avaliador.

Os principais problemas encontrados nas medições utilizando o goniômetro são: o desconforto para o paciente e a dependência da ferramenta pela estimativa visual por parte do avaliador (CARVALHO et al., 2012; MARQUES, 2003; PHAM et al., 2015). Apenas o erro, consequente da sua dependência visual, pode acarretar uma variação de -7° a 9° nas medições entre terapeutas (PHAM et al., 2015). Este erro é inerente às limitações da própria ferramenta e também por falhas do próprio avaliador. Porém, muitas vezes ele é ocasionado pela impossibilidade do goniômetro estar bem posicionado devido a lesões, ou mesmo condições dermatológicas do paciente (MARQUES, 2003; PHAM et al., 2015). A necessidade do contato direto do goniômetro com a região da medição é um problema constante e pode ainda resultar em dores ao paciente com um possível risco de infecção (PHAM et al., 2015). Um outro obstáculo que adiciona erro às medidas, são as roupas ou talas presentes próximos à região da medida. Na presença destes itens,

o guia da goniometria (MARQUES, 2003) sugere que seja feita a remoção dos mesmos antes da medição. Isto é justificado porque as talas ou as roupas podem dificultar na obtenção dos pontos de referência utilizados pelo avaliador para posicionar a ferramenta. A necessidade de remover estes itens por outro lado, acaba por atrasar muitas vezes a avaliação e demanda que outros processos médicos se repitam (PHAM et al., 2015; MARQUES, 2003).

Uma outra ferramenta que sofre destes mesmos problemas (até pela semelhança com o goniômetro universal) é o goniômetro eletrônico, também chamado de inclinômetro digital. Ele segue o mesmo princípio de transferidor do goniômetro universal, porém a angulação entre a base fixa e a móvel é gerada eletronicamente (COSTA, 2007). Seu valor monetário é um pouco superior ao goniômetro comum e a variação de suas medidas é de aproximadamente ± 3 graus. No entanto, assim como o goniômetro, esta ferramenta não exclui o erro de estimativa visual do avaliador, pois ainda cabe a ele posicionar as bases nos pontos adequados do movimento (MARQUES, 2003). A este dispositivo também recai o problema da remoção de talas e roupas, pois é requerido ter uma boa visão da posição dos pontos de referência para um melhor posicionamento da ferramenta (MARQUES, 2003). Tal ação gera desconforto ao paciente, riscos de infecção e a necessidade de que outros procedimentos médicos se repitam (PHAM et al., 2015).

Há uma ferramenta convencional que minimiza a influência do avaliador sobre as medidas e o conforto para o paciente. O Software para Avaliação Postural (SAPO) é mais conhecido pela sua abreviação e como o próprio nome indica, é um *software* para realizar as medições angulares de todo o corpo, mas também de regiões específicas, tal como as articulações do punho (FERREIRA, 2018). Seu custo é uma de suas principais vantagens, pois é praticamente nulo, visto que o software é disponibilizado gratuitamente para *download*. No entanto, para utilizá-lo é necessário uma câmera fotográfica. Para realizar as medições, este *software* utiliza técnica de processamento digital de imagens (PDI), porém para o papel do avaliador também existe um prévio procedimento. Primeiramente, o avaliador põe uma tela de fundo branco atrás da região da medida. Em seguida, ele sinaliza ao paciente para reproduzir o movimento e efetua uma série de fotos com uma câmera fotográfica. As fotos serão posteriormente levadas ao computador para serem analisadas pelo SAPO. Como já é uma ferramenta comercialmente utilizada, ela já foi validada e apresenta um erro máximo de 0,3 graus, com uma precisão de índice de correlação intra-classe de 0,98 (1 é o ideal) (FERREIRA, 2018). No entanto, também apresenta desvantagens, como o seu procedimento demorado, visto que há uma necessidade prévia do preparo do ambiente e também a inconveniência do avaliador efetuar uma série de fotos para posteriormente, levá-las até o computador para análise.

Com tantos problemas perceptíveis de baixa complexidade e com o aparecimento de novas possíveis tecnologias de baixo custo para solucioná-los, é natural que exista uma

série de pesquisas na área da engenharia, cujo objetivo é sanar ou minimizar tais problemas. Um exemplo, é o trabalho (COSTA, 2007) da universidade de Curitiba, cujo objetivo é substituir o goniômetro por dois acelerômetros para medir articulações do joelho. Tendo o goniômetro como modelo, a nova ferramenta desenvolvida obteve como resultado um erro percentual de apenas 5% das medições referência. No entanto, o autor deixa alguns apontamentos para melhorar a ferramenta desenvolvida, tais como: a otimização do método de calibração do dispositivo e a necessidade de reduzir o tamanho do protótipo.

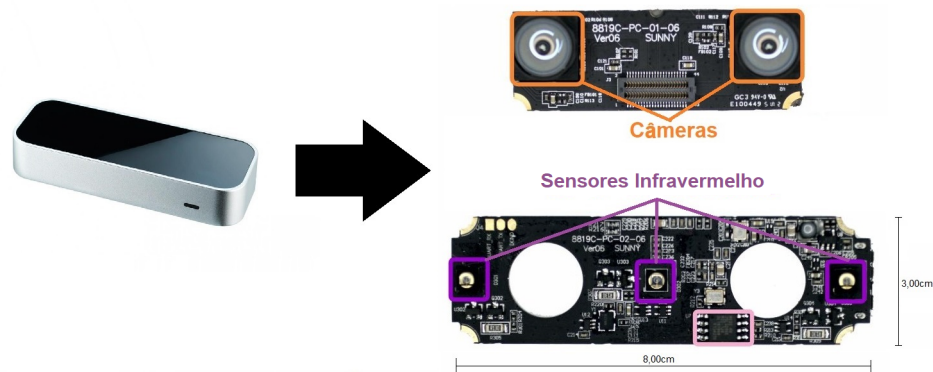
Uma outra área em que há bastantes aplicações no processo de reabilitação utilizando dispositivos modernos de captura de movimentos é a de jogos sérios. As aplicações são, no entanto, mais voltadas para o estágio do tratamento e não do diagnóstico. A maneira de proceder com o paciente entretanto, é semelhante ao diagnóstico. Simplificadamente, o fisioterapeuta auxilia o paciente em uma série de movimentos que irão recuperar o movimento das articulações da região. Um trabalho que exemplifica este processo é o (BATISTA, 2017), que recorre a um eletromiógrafo para reconhecer gestos e utilizá-los como interação entre o paciente e um jogo, cujo foco, é o tratamento de mãos e punhos. Aplicações nesse modelo são muito importantes, pois dá ao paciente uma motivação mais nítida, facilitando e acelerando o tratamento. Especificamente para o trabalho (BATISTA, 2017), foi utilizado uma rede neural para converter os sinais do eletromiógrafo em um movimento correspondente, mas não fica explícito se o sistema também seria capaz de retornar outras variáveis como as angulações dos movimentos. Estes dados poderiam contribuir na elaboração de um possível diagnóstico durante o processo de tratamento.

Este trabalho assim como (COSTA, 2007), também deseja substituir o goniômetro, porém a região avaliada é o punho. O custo baixo também é considerado. Dos trabalhos citados, o (COSTA, 2007) realmente foi capaz de desenvolver um dispositivo barato, enquanto (BATISTA, 2017) utiliza uma pulseira Myo, desenvolvida pela empresa Thalmic Labs e cujo preço no exterior é cerca de U\$200,00(ENTERPRISE, 2018). A área de aplicação entre os trabalhos também difere. Enquanto o trabalho de (COSTA, 2007) é aplicado para a fase de diagnóstico do paciente, o trabalho de (BATISTA, 2017) é voltado para o tratamento através de jogos. Este trabalho por sua vez, pode ser aplicado nas duas fases.

O dispositivo utilizado neste trabalho é o Leap Motion. Diferentemente do eletromiógrafo que utiliza sinais advindos da excitação muscular, o Leap Motion recorre à manipulação de imagens para obter a captura das mãos. Ele utiliza duas câmeras monocromáticas e três LEDs infravermelho (COLGAN, 2014) como ilustra a Figura 1. As imagens obtidas pelos sensores, são enviadas para o computador via Universal Serial Bus (USB), onde é feito um processamento matemático, cujos detalhes não foram apresenta-

dos pelos desenvolvedores. Através da API disponibilizada pela empresa, o usuário ganha acesso ao resultado deste processamento, onde para cada captura, é gerado um pacote que inclui as informações gerais da mão como: a posição e a direção dos dedos, a posição do punho, o vetor normal da mão, entre outros. Ainda é possível que o desenvolvedor acesse capturas passadas para, por exemplo, realizar a identificação de gestos (MOTION, 2017).

Figura 1: Dispositivo Leap Motion



Fonte: Imagem Editada do Blog Leap Motion (COLGAN, 2014)

Com todas essas informações, é possível determinar a amplitude dos movimentos da articulação do punho e até dos dedos. A publicação de TREJO et al. (2017) por exemplo, propõe utilizar o Leap Motion para medir a amplitude de movimento dos dedos. No entanto, PHAM et al. (2015) relata que o Leap Motion utiliza equações que consideram uma mão saudável para o cálculo das articulações interfalangeal distal e proximal, e como a aplicação de TREJO et al. (2017) será utilizada em pacientes com dedos possivelmente anormais, o dispositivo possivelmente poderá ter resultados incoerentes, inviabilizando o uso do Leap Motion nesse tipo de medição. Tendo em vista essa limitação, este trabalho não inclui o diagnóstico das amplitudes dos dedos, mas apenas as do punho.

Há uma série de movimentos que se estendem dos membros superiores aos inferiores. Para este trabalho no entanto, o foco será nos movimentos superiores, mais especificamente nas articulações do punho.

2.2 Movimentos de Articulação do Punho

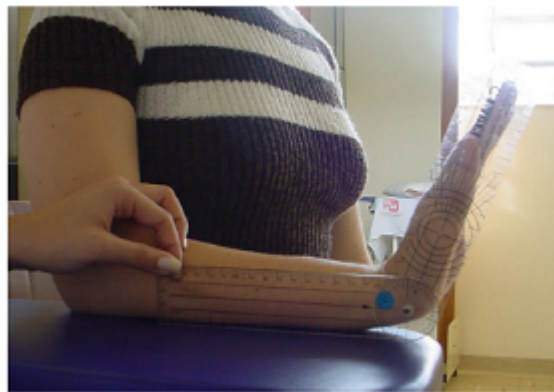
A escolha dos movimentos da articulação do punho foi fundamentada na frequência em que disfunções nesta região são encontradas em centros de reabilitação (DIÁRIO, 2017; BARBOSA et al., 2013) e na limitação do dispositivo Leap Motion, cujo foco é de capturar apenas o movimento das mãos.

No total, existem quatro movimentos para avaliar as articulações do punho, são eles: extensão e flexão do punho, desvio Radial (também denominado abdução) e desvio ulnar (ou adução) do punho (MARQUES, 2003). As subseções seguintes irão descrever estes movimentos em mais detalhes.

2.2.1 Extensão do Punho

Este movimento ocorre no plano sagital nas articulações rádio-cárpicas e intercápicas. De preferência para realizar este movimento, o braço deve estar alinhado sobre uma superfície plana para que esta sirva de apoio para a base fixa do goniômetro (MARQUES, 2003). O movimento é realizado com o antebraço fixo, enquanto a mão é articulada na direção superior como mostra a figura 2, estimulando desta forma, a articulação do punho (MARQUES, 2003).

Figura 2: Movimento de Extensão do Punho



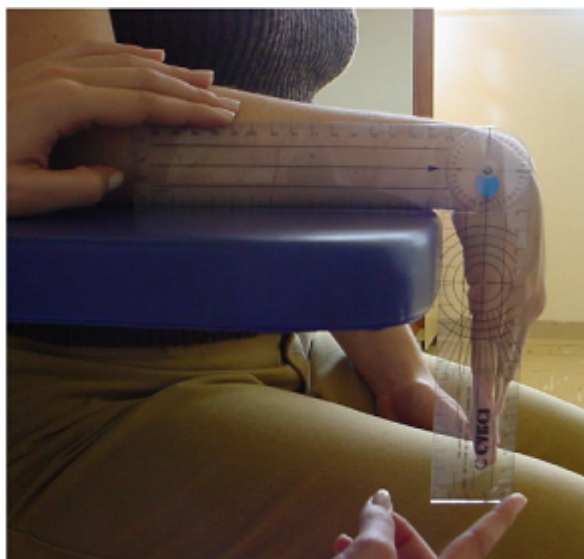
Fonte: Manual de Goniometria (MARQUES, 2003)

Para este movimento é necessário evitar a extensão dos dedos, isto é, eles devem permanecer alinhados com a mão (MARQUES, 2003). Também é sugerido impedir movimentos radiais e ulnares (MARQUES, 2003). A amplitude articular deste movimento é de 0° a 70° (MARQUES, 2003).

2.2.2 Flexão do Punho

Este movimento ocorre na articulação rádio-cárpicas e intercápicas, no plano sagital (MARQUES, 2003). De preferência para realizar este movimento, o braço deve estar alinhado sobre uma superfície plana para que esta sirva de apoio para a base fixa do goniômetro (MARQUES, 2003). O movimento é realizado com o antebraço fixo (com o cotovelo perpendicular a superfície), enquanto a mão é articulada na direção inferior como mostra a figura 3, estimulando desta forma, a articulação do punho (MARQUES, 2003).

Figura 3: Movimento de Flexão do Punho



Fonte: Manual de Goniometria (MARQUES, 2003)

Para este movimento é necessário evitar a extensão dos dedos, isto é, eles devem permanecer alinhados com a mão (MARQUES, 2003). Também é sugerido impedir movimentos radiais e ulnares. A amplitude articular deste movimento é de 0° a 90° (MARQUES, 2003).

2.2.3 Desvio Radial do Punho

O desvio radial ou abdução do punho, ocorre no plano frontal ou transversal, dependendo de como o punho seja posicionado (MARQUES, 2003). Para o primeiro caso no plano frontal, o movimento é feito na direção superior, como mostra a figura 4. No entanto, o movimento também pode ser realizado no plano transversal caso o antebraço esteja corretamente alinhado (MARQUES, 2003).

Para este movimento é necessário evitar a flexão ou extensão do punho e a supinação do antebraço. A amplitude articular deste movimento é de 0° a 20° (MARQUES, 2003).

2.2.4 Desvio Ulnar do Punho

O desvio Ulnar ou adução do punho, ocorre no plano frontal ou transversal, dependendo de como o punho seja posicionado (MARQUES, 2003). Para o primeiro caso no plano frontal, o movimento é feito na direção inferior, como mostra a figura 5. No entanto, o movimento também pode ser realizado no plano transversal caso o antebraço esteja corretamente alinhado (MARQUES, 2003).

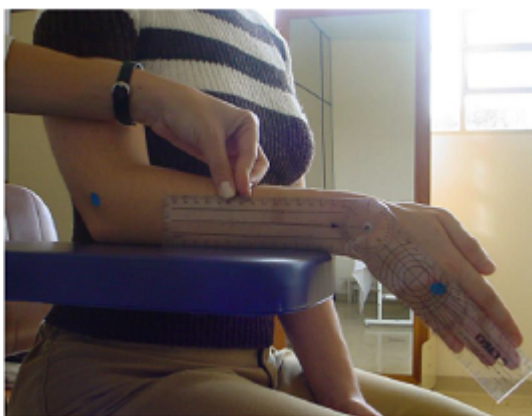
Figura 4: Movimento Radial do Punho no plano Frontal



Fonte: Manual de Goniometria (MARQUES, 2003)

Para este movimento é necessário evitar a flexão ou extensão do punho e a supinação ou pronação do antebraço. A amplitude articular deste movimento é de 0° a 45° graus (MARQUES, 2003).

Figura 5: Movimento Ulnar do Punho no plano Frontal



Fonte: Manual de Goniometria (MARQUES, 2003)

3 METODOLOGIA

Através dos anos, o avanço da tecnologia tornou possível transferir a realização de tarefas repetitivas para o computador. Novas tecnologias baratas de captura de movimentos, criam novas oportunidades para que processos, antes totalmente manuais, sejam automatizados. O diagnóstico realizado na reabilitação é um desses processos, sendo, em sua maior parte manual no Brasil, devido a ferramenta utilizada neste processo ser o goniômetro (OLIVEIRA; ARAÚJO, 2003). Este processo pode ser otimizado com a reposição da ferramenta de medições, beneficiando os pacientes devido ao conforto, e as organizações médicas (PHAM et al., 2015).

Utilizando ferramentas de software e métodos de computação gráfica que estão descritas nessa seção, foi atingido os objetivos deste trabalho e criado uma alternativa ao goniômetro universal para mensurar as medidas de amplitude de movimentos (ADM).

3.1 Ferramentas de Software Utilizadas

A escolha do dispositivo Leap Motion é justificada pela alta qualidade de captura do movimento das mãos, que é superior a de muitos dispositivos comerciais de custo semelhante, tal como o Kinect (PHAM et al., 2015). Outros benefícios também foram levados em consideração, tais como: seu custo relativamente baixo e a sua facilidade de integrar componentes gráficos e exibir as capturas realizadas, o que irá auxiliar o terapeuta e acrescer a confiabilidade das medidas (SOUZA et al., 2015).

A facilidade de exibir as mãos que estão sendo capturadas pelo dispositivo em tempo real, deve-se principalmente pela ferramenta oferecer suporte a motores de jogos como a Unity 3D e Unreal, que facilitam o processo de renderizar imagens. Ambos motores são muito conhecidos e utilizados atualmente, sendo escolhidos para o desenvolvimento de muitos jogos a nível profissional (GUR, 2017). Para este trabalho, o motor Unity3D foi escolhido pelo suporte aos desenvolvedores principiantes do Leap Motion ser superior ao que a Unreal oferecia na época em que este projeto foi iniciado.

Para desenvolver e utilizar o dispositivo Leap Motion, é necessário instalar um kit de desenvolvimento de software (SDK) do dispositivo. A versão utilizada neste trabalho foi a Orion 3.1.3, disponível apenas para o sistema operacional Windows (NICHOLA, 2017c).

Outro conjunto utilizado para exemplificar e auxiliar no desenvolvimento de novas aplicações do dispositivo na plataforma Unity3D, é o pacote módulo de desenvolvimento do Leap Motion. Este, contém uma série de componentes que já fornecem algumas classes e estruturas prévias de acesso ao dispositivo (NICHOLA, 2017b). A versão utilizada para este pacote foi a 4.1.4, enquanto a versão do motor gráfico Unity3D foi a 5.4.5 de 64 bit.

Por ainda estar em desenvolvimento na sua versão Beta, pequenas atualizações podem ocasionar incompatibilidade entre o módulo de desenvolvimento para o Unity e o SDK. Logo, é sugerido que não sejam feitas atualizações na versão de ambos.

3.2 Ferramentas de Hardware Utilizadas

O desenvolvimento da aplicação foi realizada em um computador pessoal com processador Intel Core i7-5500U 2.4GHz com Turbo Boost de até 3.0Ghz, placa de vídeo dedicada NVIDIA 920M com memória VRAM de 2GB, e memória RAM de 8GB DDR3L. É sugerido uma placa de vídeo dedicada (principalmente devido ao suporte que os motores gráficos dão a este componente) para que o processamento gráfico não provoque perda na taxa de capturas do dispositivo Leap Motion. No entanto, como é uma aplicação de baixo custo computacional, apenas é necessário um processador AMD Phenom™ II ou Intel Core™ i3 (ou superior), e memória RAM 2 GB.

3.3 Algoritmo elaborado para obter as amplitudes de Movimento do Punho

O objetivo principal deste trabalho é realizar as mesmas medições dos ângulos das articulações do punho que o goniômetro realiza, utilizando agora, um dispositivo Leap Motion. Para isto, inicialmente o dispositivo realiza a captura das mãos reais através dos seus sensores e os dados são enviados ao computador para que um objeto tridimensional no formato de mão seja posicionado de acordo, como ilustra a Figura 6. O ambiente em que este objeto se encontra, é descrito em um espaço euclidiano tridimensional, onde podem ser realizadas transformações de translação, rotação e escala nos objetos. O movimento de amplitude de extensão e flexão neste cenário pode ser descrito como uma rotação do tipo *pitch*, isto é, uma rotação ao redor do eixo X, como mostra a figura 6. No entanto, da

Figura 6: Etapas até a construção da mão tridimensional no Unity3D

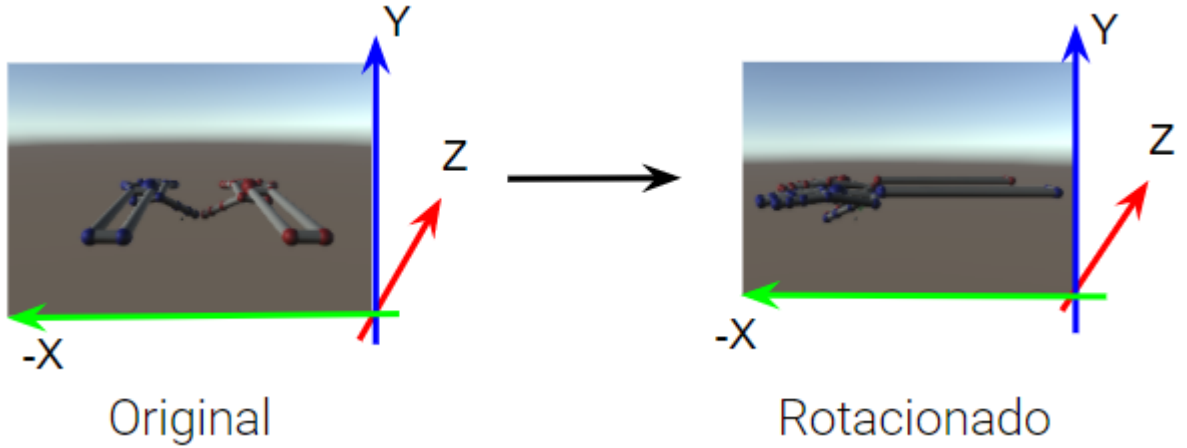


Fonte: Autoria própria

maneira como o exemplo original contido no pacote de desenvolvimento do Leap Motion para o Unity foi construído, a visão que teríamos das mãos no cenário seria semelhante

a da cena Original na figura 7 com as mãos posicionadas no plano frontal anterior. Para resolver este problema e obter uma melhor visualização dos movimentos de extensão e flexão, uma rotação foi realizada no modelo das mãos para que o mesmo ficassem no plano sagital lateral, como segue na cena Rotacionado da figura 7.

Figura 7: Cenário original e cenário rotacionado para melhor visualização dos movimentos



Fonte: Autoria própria

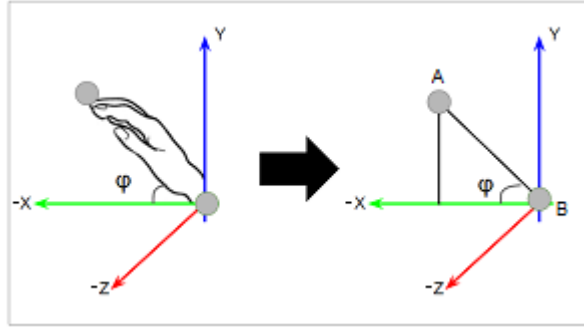
Tornando como padrão o novo sistema cartesiano rotacionado da figura 7 e relacionando os tipos de rotação com os tipos de movimentos das ADM, é verificável que os movimentos de extensão e flexão são agora, equivalentes ao tipo de rotação *roll* (rotação no eixo z), e os movimentos radial e ulnar são tal como o *yaw* (rotação no eixo y).

No exemplo da figura 8, é ilustrado um movimento de extensão e relacionando com um caso real, a variável φ é o ângulo da ADM cujo valor é desejado ser encontrado. É possível converter este cenário para um problema com triângulos, onde há um triângulo retângulo e é desejado identificar um de seus ângulos agudos, no caso φ , como ilustra a figura 8. Sendo um ponto $M(m_x, m_y)$, o ponto que representa a posição do dedo referência (ou o ponto A superior do triângulo); e o ponto $W(w_x, w_y)$ o ponto que representa a posição do pulso (ou o ponto B do triângulo), este ângulo φ pode ser calculado através da função trigonométrica inversa do arco tangente através da equação 1.

$$\tan(\varphi) = \frac{m_y - w_y}{w_x - m_x} \implies \varphi = \arctan\left(\frac{m_y - w_y}{w_x - m_x}\right) \quad (1)$$

No entanto, esta situação é válida apenas quando $m_y > w_y$ e $m_x < w_x$, mas é possível equacionar para cada caso específico.

Figura 8: Conversão do problema em um sistema de triângulo retângulo



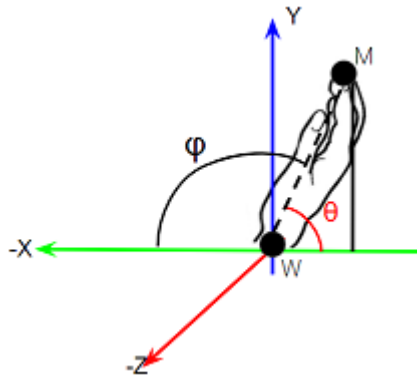
Fonte: Autoria própria

Ainda para $m_y > w_y$, há a possibilidade de que o m_x seja maior que w_x , isto é $m_x > w_x$, neste caso, o cálculo do φ segue a equação 2.

$$\varphi = 180 - \arctan\left(\frac{m_y - w_y}{m_x - w_x}\right) \quad (2)$$

A adição do 180° na equação 2 é justificada pela função trigonométrica tangente ser calculada pela razão do cateto oposto sobre cateto adjacente. Adotando o cateto oposto como a variação no eixo Y tal como na equação 2, o ângulo calculado sem a adição do 180° é o θ , como ilustra a figura 9. Desta forma, para obter o valor de φ , é necessário utilizar a relação $\varphi = 180 - \theta$, o que resulta na equação 2.

Figura 9: Exemplo de posição da mão quando $m_y > w_y$ e $m_x > w_x$



Fonte: Autoria própria

Outra situação é quando $m_y < w_y$ e $w_x > m_x$, isto é, quando os dedos se encontram no terceiro quadrante do eixo de cartesiano. Este caso segue o mesmo princípio do encontrado na figura 8 com um espelhamento no eixo X e o ângulo φ pode ser calculado

pela equação 3.

$$\tan(\varphi) = \frac{w_y - m_y}{w_x - m_x} \implies \varphi = \arctan\left(\frac{w_y - m_y}{w_x - m_x}\right) \quad (3)$$

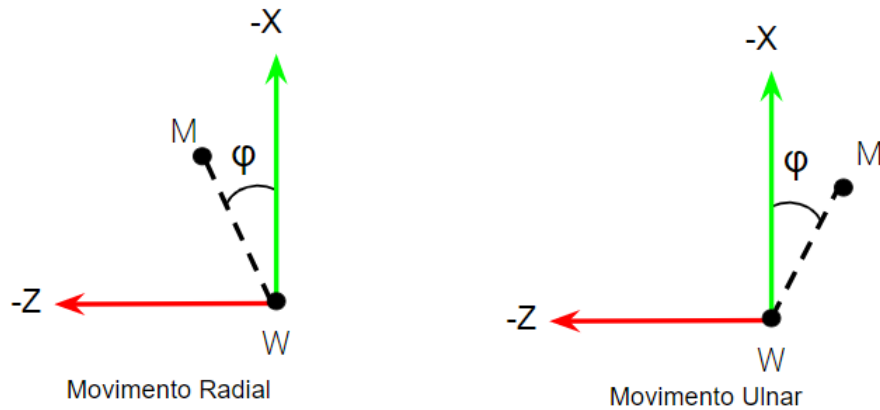
O mesmo caso particular que ocorre com $m_y > w_y$ também ocorre para $m_y < w_y$, isto é, quando $m_y < w_y$ e $m_x > w_x$. Esta situação se reflete quando os dedos estão no quarto quadrante do eixo cartesiano e como é verificável na equação 4, a determinação do ângulo φ segue o mesmo raciocínio da equação 2 e da figura 9, porém com um espelhamento no eixo X.

$$\varphi = 180 - \arctan\left(\frac{w_y - m_y}{m_x - w_x}\right) \quad (4)$$

Ainda é necessário discutir dois casos especiais que podem ocorrer tanto para $m_y > w_y$ quanto $w_y > m_y$. Apesar da precisão oferecida pelo Leap Motion do posicionamento dos pontos $M(m_x, m_y)$ e $W(w_x, w_y)$ ser alta, em uma eventualidade os valores de w_x e m_x podem ser idênticos. Este evento resultaria em uma divisão por zero nas equações 1, 2, 3, 4, e idealmente seria calculado o arco tangente de um valor infinito. Para resolver este problema, analisando a função tangente o ângulo de 90° tende ao infinito, desta forma, na ocorrência da eventualidade de w_x e m_x terem valores iguais, foi adotado que o resultado do ângulo φ será 90° .

Uma mesma análise também foi realizada para os movimentos radial e ulnar. Como ilustra a figura 10, também é possível transformar o movimento em um problema com triângulos, onde o ponto $M(m_x, m_y, m_z)$ será o dedo de referência, e o ponto $W(w_x, w_y, w_z)$ a posição do pulso.

Figura 10: Movimento Ulnar e Radial para a mão direita



Fonte: Autoria própria

Desenvolvendo a mesma dedução com a função tangente, a função para φ para o movimento radial resulta na equação 5, enquanto para o movimento ulnar na equação 6.

$$\tan(\varphi) = \frac{w_z - m_z}{w_x - m_x} \implies \varphi = \arctan\left(\frac{w_z - m_z}{w_x - m_x}\right) \quad (5)$$

$$\tan(\varphi) = \frac{m_z - w_z}{w_x - m_x} \implies \varphi = \arctan\left(\frac{m_z - w_z}{w_x - m_x}\right) \quad (6)$$

Estas equações no entanto, são válidas apenas para movimentos para a mão direita. Caso a avaliação seja na mão esquerda, é necessário realizar uma troca nas equações, isto é, a equação 6 passa a ser movimento radial e 5 passa a ser movimento ulnar. Através do pacote de desenvolvimento do Leap Motion, o dispositivo é capaz de informar qual a mão que está sendo capturada (NICHOLA, 2017a).

Relacionando os movimentos com as coordenadas dos pontos W e M, é correto afirmar que se $m_y > w_y$, o movimento será de extensão e quando $m_y < w_y$, será de flexão. Por outro lado, a variação no eixo Z é o que caracteriza os movimentos como radial e ulnar, isto é, $w_z > m_z$ implica no movimento radial e $w_z < m_z$ indica no movimento ulnar. Portanto, com estas condições é possível determinar qual o tipo de movimento que o paciente está realizando.

Para relacionar os pontos $M(m_x, m_y, m_z)$ e $W(w_x, w_y, w_z)$ que estão sendo adotados nas equações da determinação de φ , serão utilizados para M as posições dos dedos, ficando a critério do avaliador qual dedo (indicador, médio, anelar, etc.) que será utilizado. Já o ponto W será fixado como a posição do pulso, que também pode ser adquirida pela SDK do dispositivo. A figura 11 esclarece como foram obtidos as posições a partir das funções oferecidas pela SDK do dispositivo.

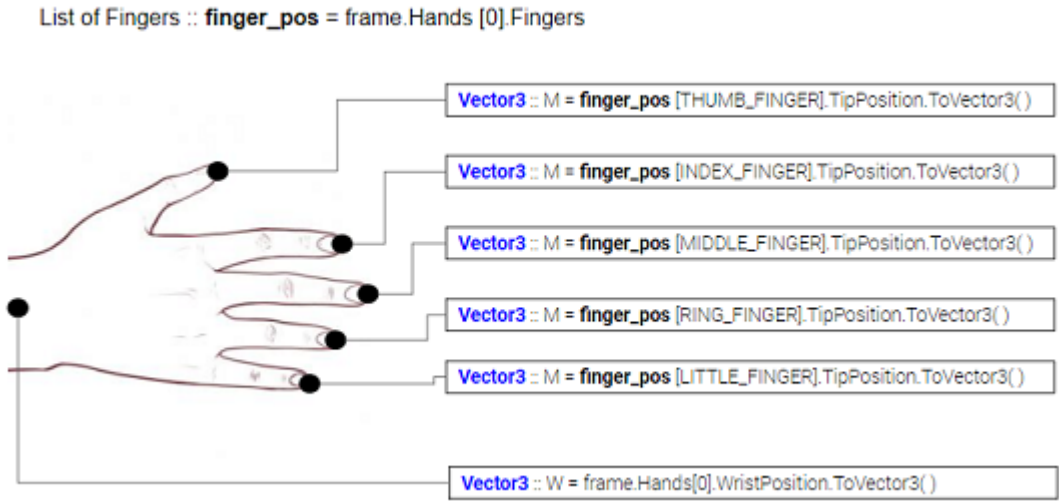
Agrupando todos os casos (ver Tabela 1), foi desenvolvido uma função na linguagem de programação C# para o cálculo de φ dos movimentos de extensão, flexão, ulnar e radial.

3.4 Levantamento dos Requisitos do Software

O software é responsável, através do método proposto, em avaliar as articulações no punho, como já descrito previamente no trabalho. No entanto, também cabe a ele oferecer uma melhor experiência e auxílio ao terapeuta responsável na avaliação. Logo, é desejável expandir as funcionalidades do programa para algo mais do que apenas o essencial. Foi realizado um levantamento de requisitos para que a ferramenta projetada proporcionasse uma interface simples, porém conveniente para o usuários final.

No levantamento de requisitos foi observado que deveriam ser registradas informações básicas dos pacientes, tal como o nome, idade e gênero. Também foi acatado a prevenção

Figura 11: Determinação dos pontos M e W



Fonte: Autoria própria

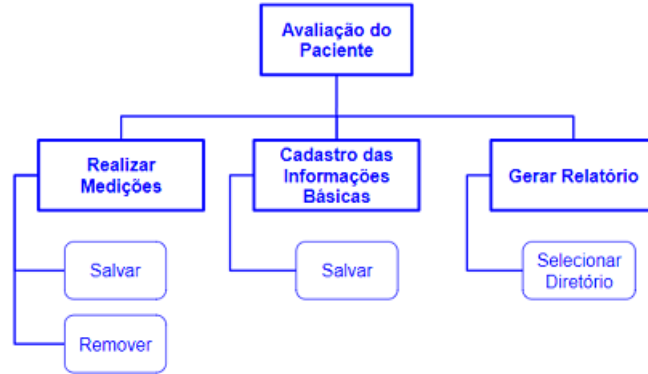
Tabela 1: Cálculo da ADM para os movimentos do punho

Condição I	Tipo de Movimento	Condição II	Equação para φ
$m_y > w_y$	Extensão	$m_x > w_x$	$\varphi = 180 - \arctan\left(\frac{m_y - w_y}{m_x - w_x}\right)$
		$m_x < w_x$	$\varphi = \arctan\left(\frac{m_y - w_y}{w_x - m_x}\right)$
		$m_x = w_x$	$\varphi = 90^\circ$
$m_y < w_y$	Flexão	$m_x > w_x$	$\varphi = 180 - \arctan\left(\frac{w_y - m_y}{m_x - w_x}\right)$
		$m_x < w_x$	$\varphi = \arctan\left(\frac{w_y - m_y}{w_x - m_x}\right)$
		$m_x = w_x$	$\varphi = 90^\circ$
$m_z > w_z$	Ulnar	—	$\varphi = \arctan\left(\frac{m_z - w_z}{w_x - m_x}\right)$
$m_z < w_z$	Radial	—	$\varphi = \arctan\left(\frac{w_z - m_z}{w_x - m_x}\right)$

Fonte: Autoria própria

de que três leituras deveriam ser replicadas e apenas a média delas seria a medição da ferramenta. Os valores das medições seriam agrupados e inseridos em um gráfico de barras para facilitar a visualização, mas também, deveriam ser incorporadas em um relatório. Neste relatório, seria adicionado todas as informações sobre o paciente, incluindo as medições. A figura 12 ilustra as funções implementadas no sistema. Para desenvolver tais funcionalidades foi utilizado o sistema de interface do usuário do Unity, enquanto que para criar e manipular arquivos PDFs foi utilizado o *iTextSharp*, uma biblioteca desenvolvida pela Microsoft para trabalhar com arquivos PDF.

Figura 12: Fluxograma do sistema proposto



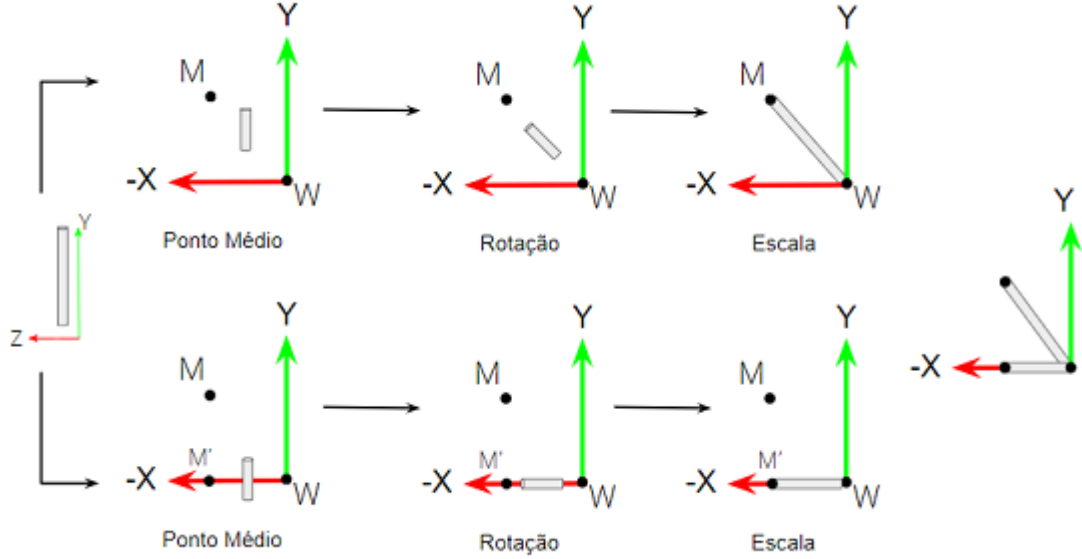
Fonte: Autoria própria

3.5 Refinamentos gráficos para agregar confiabilidade

Além da visualização da mão, dos componentes de interface e da exibição da ADM, foram adicionados objetos virtuais na cena para enfatizar: a captura do movimento, os pontos de referência utilizados e a angulação capturada. Os objetos mencionados são componentes primários do próprio Unity. Para destacar os pontos $M(m_x, m_y, m_z)$ e $W(w_x, w_y, w_z)$ citados na seção 3.3, que são responsáveis respectivamente pela posição do dedo de referência e do punho, foram instanciadas duas esferas. Era desejável que entre elas também fosse exibido um segmento de reta como na figura 8 para fazer alusão ao esquema com triângulos. Para isto, foi utilizado um objeto cilíndrico, também encontrado nas primitivas do Unity.

As esferas no pontos M e W podem ser posicionadas utilizando atribuições simples do Unity, isto é, $esferaM.position = finger.position$ e $esferaW.position = wrist.position$. No entanto, para posicionar corretamente os cilindros é necessário realizar operações de translação, rotação e escala, como ilustra a figura 13. Primeiramente, o cilindro é posicionado no ponto médio entre os pontos M e W e em seguida é realizado uma rotação utilizando a angulação entre os segmentos \overline{WY} e \overline{WM} . Por fim, é realizada uma escala no cilindro proporcional à metade do comprimento do segmento \overline{WM} . A mesma operação é feita para o cilindro inferior, porém os segmentos são \overline{WY} e $\overline{WM'}$, onde o ponto M' é determinado como $M'(w_x + \|\overline{WM}\|, w_y, \frac{m_z + w_z}{2})$, onde $\|\overline{WM}\|$ é a norma ou comprimento do segmento \overline{WM} . Uma terceira esfera também foi adicionada para indicar a posição do ponto M' .

Figura 13: Transformações Geométricas para posicionar corretamente os cilindros



Fonte: Autoria própria

Ainda, com o intuito de explicitar a região da ângulação que está sendo calculada, um arco entre os segmentos $\overline{WM'}$ e \overline{WM} é renderizado. Como a angulação e o comprimento do arco se altera no decorrer do movimento, é necessário que o mesmo seja calculado em tempo de execução e para isto, optou-se inicialmente pelo algoritmo quadrático das curvas de Bézier (AGOSTON, 2005). Todavia, em razão da dificuldade encontrada para determinar o posicionamento correto do ponto de referência do algoritmo para que o arco gerado fosse esteticamente proporcional, sucedeu utilizar um algoritmo mais simples para desenhar apenas circunferências (e não curvas em geral como sugere o algoritmo de Bézier). Neste algoritmo, são renderizados n pequenos segmentos de reta utilizando relações trigonométricas de seno e cosseno que, quando agrupados, dão o efeito de um arco. Para encontrar um valor ótimo para n , foram realizadas atribuições para o valor até que a estética da curva estivesse a adequada e parecesse contínua.

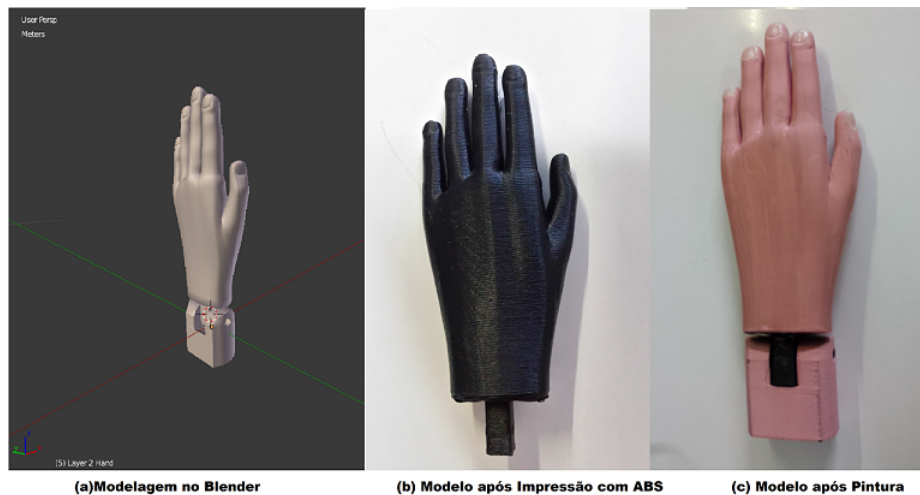
3.6 Fabricação do Modelo de Validação e Ambiente de Testes

Realizado o desenvolvimento do software e da plataforma de diagnóstico, é primordial realizar alguns testes para validação da ferramenta.

Inicialmente, para possibilitar a obtenção de medições exatas foi proposto o desenvolvimento de um modelo de mão tridimensional através de impressão 3D. Para isto, foi

realizado a modelagem de um objeto semelhante a uma mão humana no software Blender e para sua impressão foi utilizado uma impressora 3D de marca CubePRO. A figura 14(a) mostra o resultado da modelagem no Blender e a figura 14(b) mostra o resultado da impressão. A cor do modelo pós impressão é justificada pela cor do material plástico ABS da cor preta utilizado para impressão.

Figura 14: Etapas para Construção do Modelo de Validação



Fonte: Autoria própria

Após a impressão do primeiro modelo de testes, não era esperado que a cor do material utilizado na impressão prejudicasse a captura de imagens do Leap Motion, porém, como mostra a figura 15(a), as capturas monocromáticas não permitem o sensor distinguir entre o modelo preto e a cor da parede de fundo. Este evento acaba por confundir o sensor e o incapacita de identificar o modelo desenvolvido. Para tentar solucionar o problema, foi proposto pintar o modelo com uma cor mais clara. A figura 14(c) mostra o resultado após a pintura e como pode ser verificado na figura 15(b), o problema encontrado entre o contraste do modelo e do plano de fundo foi resolvido. Entretanto, outro impasse foi detectado. Quando o modelo pintado era exposto ao sensor com a palma da mão voltada para baixo, a captura identificava como se a mão estivesse com a palma virada para cima. Não foi identificado precisamente o motivo da ocorrência deste evento, mas supõe-se que o mesmo ocorra devido a pequena distância entre o polegar e a mão do modelo.

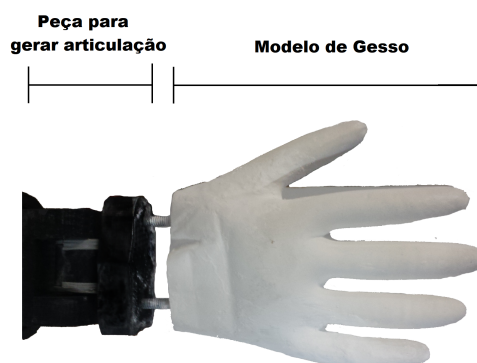
Figura 15: Comparação da captura do Leap Motion antes e após a pintura do Modelo com Material ABS cor preta



Fonte: Autoria própria

A fim de solucionar este último problema sem recair nos impasses anteriores, o modelo da mão teria que ser remodelado no Blender, novamente impresso e posteriormente pintado com cor mais clara. Para evitar este reprocesso, um outro molde foi desenvolvido através do preenchimento de uma luva com gesso. Ainda foi necessário remodelar no Blender uma parcela da região entre a mão e pulso para ser fixada no molde de gesso, e também a região do pulso para que houvesse movimento entre o molde e a peça. A figura 16 exibe o resultado deste novo modelo.

Figura 16: Modelo de mão desenvolvido em gesso juntamente com a peça suporte da articulação



Fonte: Autoria própria

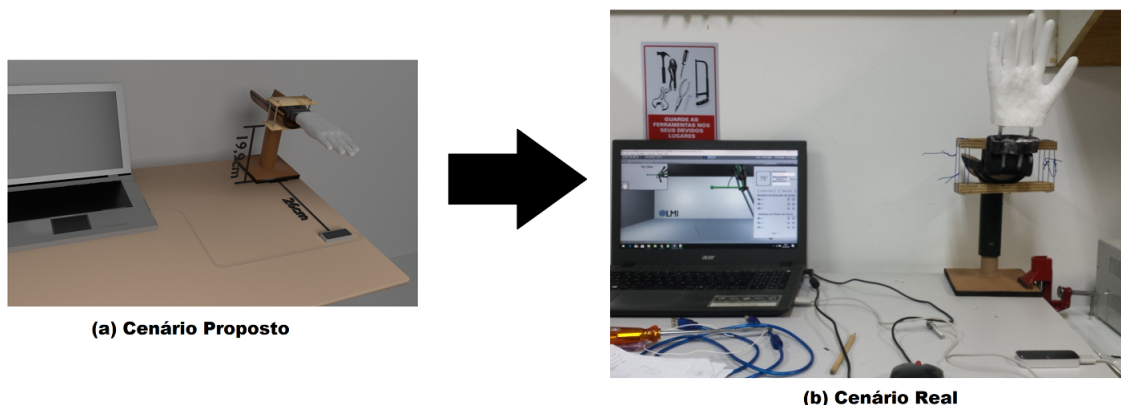
Assim como para o modelo pintado, o modelo de gesso foi apresentado a um teste inicial, não sendo encontrado problemas com a cor branca do modelo. Também, ao expor a peça ao sensor, verificou-se que a captura era realizada de maneira correta, sem inversão entre as palmas do modelo e da captura, no entanto, a medida que ampliava-se a amplitude do ângulo do movimento de extensão, novamente a captura invertia o posicionamento real da palma, e a mão que estava voltada para baixo, era identificada como se estivesse voltada para cima. Julgou-se inicialmente, que neste molde este evento ocorreu em razão do polegar estar voltado para baixo. Optou-se corrigir o molde reposicionando o polegar em um ponto mais lateral, para isto o polegar foi recortado da peça e recolocado na posição correta com gesso. Sendo novamente submetida a um primeiro teste, o resultado da captura foi equivalente, sendo a peça em algum momento identificada erroneamente. Em novo diagnóstico, foi pressuposto que a falta da cavidade da palma da peça estaria propiciando a má identificação da mesma. Manuseando uma micro retifica, a região da palma da mão foi retrabalhada de maneira a se assemelhar a uma mão real.

Em um novo teste, foi identificado o sucesso na captura do novo modelo de gesso. Logo, um suporte foi construído interligando um cano de PVC a uma peça em U de alumínio para servir como apoio ao "braço" do paciente. O suporte foi posteriormente coberto com emborrachado para proteção e duas peças de madeira também foram utilizadas para prender o modelo de gesso ao suporte, impossibilitando que a peça se movimentasse.

3.6.1 Cenário de Testes para o movimento de Extensão do punho

A fim de asseverar integridade nas medidas, o modelo de gesso, juntamente com a peça de articulação fixada na base, foi posicionado sobre uma mesa e não mais movimentado durante os testes. A figura 17 ilustra o cenário em que foram realizados os testes de extensão do punho. As medidas enfatizadas na figura 17(a) (isto é, 20 cm da superfície da mesa até o modelo de gesso, e 26 cm entre a base do suporte ao dispositivo Leap Motion), foram de fato atendidas no cenário real (ver figura 17(b)) e se mantiveram as mesmas durante a aquisição das ADM.

Figura 17: Cenário para realização das medidas de extensão de punho



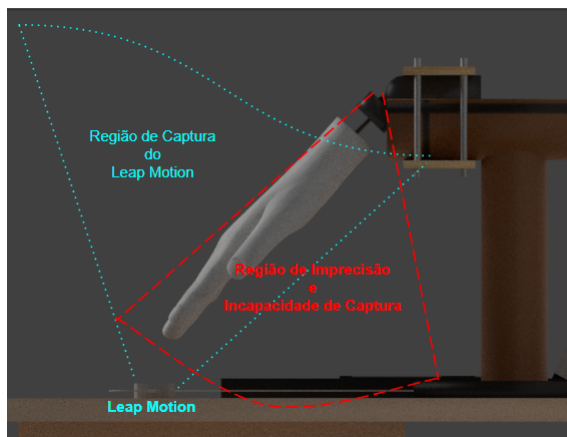
Fonte: Autoria própria

As aquisições foram realizadas em diferentes dias em períodos regulares de tempo. O processo se dava da seguinte forma: era realizado o posicionamento da angulação do modelo de testes e em seguida era observado a leitura obtida pelo software desenvolvido; em seguida, a medida com o goniômetro era realizada. O resultado das aquisições será discutido na seção 4.

3.6.2 Cenário de Testes para o movimento de Flexão do Punho

Assim como se sucedeu para o movimento de extensão do punho, o modelo de testes foi fixado ao suporte e posicionado sobre uma mesa e não mais movimentado durante a aquisição de dados. Durante este processo no entanto, foi identificado um falha na captura do modelo pelo dispositivo Leap Motion. Esta falha ocorre sempre que o modelo começa a apontar na direção do sensor, isto é, quando a angulação do movimento de flexão se aproximava da região em que o sensor estava posicionado. A figura 18 ilustra mais claramente o posicionamento do modelo que resulta em incapacidade ou imprecisão na captura por parte do sensor. Posicionar a mão na região ilustrada, acabava por resultar em perda total na captura e o dispositivo reagia como se não identificasse mão alguma. Por consequência, não havia como realizar medições.

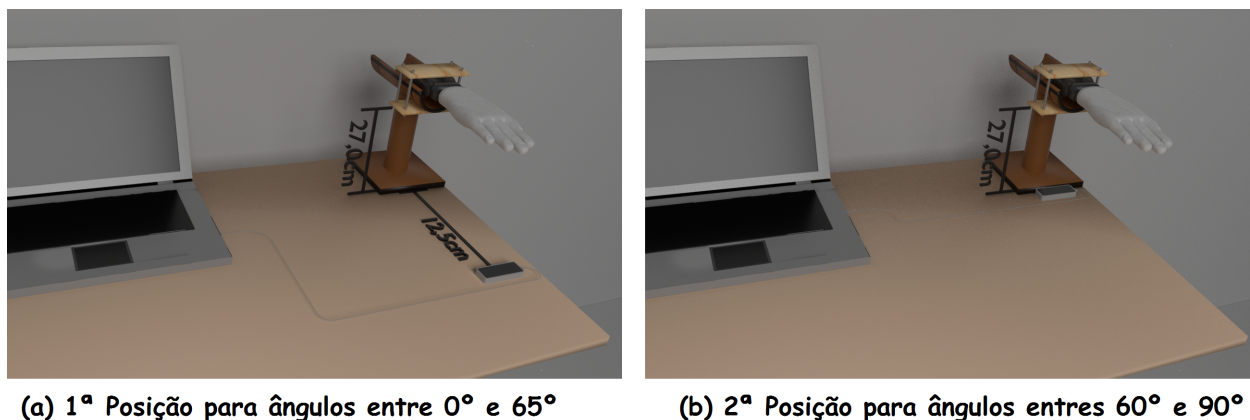
Figura 18: Região de Imprecisão no movimento de Flexão do Punho



Fonte: Autoria própria

A solução provisória para o problema relatado, foi aumentar a altura do suporte para 27 cm e reposicionar o sensor em conformidade com a angulação. Para evitar o reposicionamento contínuo do dispositivo e preservar a integridade do cenário de testes, foram determinadas duas posições ótimas que foram padronizadas durante a realização das medidas. A primeira delas é localizar o sensor a uma distância de 12,5 cm do suporte. Nesta primeira posição, leituras entre 0° e 65° podem ser obtidas sem ocorrer incapacidade de captura por parte do sensor. O segundo posicionamento ótimo encontrado, é com uma distância de 0 cm do suporte, com o sensor virado na direção oposta. Posicionado nesta segunda localização, isto é, o dispositivo junto ao suporte, leituras entre 60° até 90° podem ser realizadas. A figura 19 expõe de maneira mais ilustrativa as duas posições do sensor. É importante frisar que na figura 19 (b) a frente do sensor está virada na direção oposta ao suporte, diferentemente de (a). Como é possível identificar pelas regiões de trabalho dos posicionamentos descritos, há uma sobreposição de ângulos que evitam a necessidade de um terceiro posicionamento, logo estes dois pontos abrangem toda a região de captura que vai de 0° até 90° .

Figura 19: Posicionamento do dispositivo Leap Motion para realização das medidas do movimento de Flexão do Punho



Fonte: Autoria própria

Para este caso também foi atendida a variação periódica entre as medidas, sendo elas também realizadas em dias diferentes.

3.6.3 Cenário de Testes para o movimento de Radial e Ulnar

Para os movimentos radial e ulnar nenhuma dificuldade foi encontrada quanto a captura efetuada pelo dispositivo Leap Motion. No entanto, para garantir a integridade do cenário de testes, além da fixação do molde de gesso em um suporte, o dispositivo também foi fixado a mesa e não mais movimentado durante a aquisição de medidas. O cenário para ambos os tipos de movimento seguiu a mesma estrutura da figura 17, porém com uma distância de apenas 19 cm entre a base do suporte até o dispositivo. O sensor foi posicionado neste local porque, nesta configuração, o sensor estaria exatamente abaixo do modelo de gesso, o que reflete uma alta probabilidade da mão de teste estar sempre na região de captura quando os movimentos ulnar ou radial fossem realizados.

Percebe-se em uma análise inicial que não há dificuldades na captura do modelo por ambos os movimentos. Esse fato procede do deslocamento sempre ser realizado no eixo horizontal, o que garante que as mãos sempre estejam na região de captura do sensor. Ainda, o deslocamento não contém posições que sobrepõem regiões de interesse, tal como o dedo ou o punho, sendo assim, em qualquer posicionamento do modelo, o sensor tem plena capacidade de visualizar pontos de interesse e realizar a captura. Logo, casos de inabilidade na captura para estes movimentos são de fato, raros.

Seguindo o padrão de medidas realizadas até o momento, as aquisições foram executadas em dias diferentes entre períodos de tempo variável.

4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

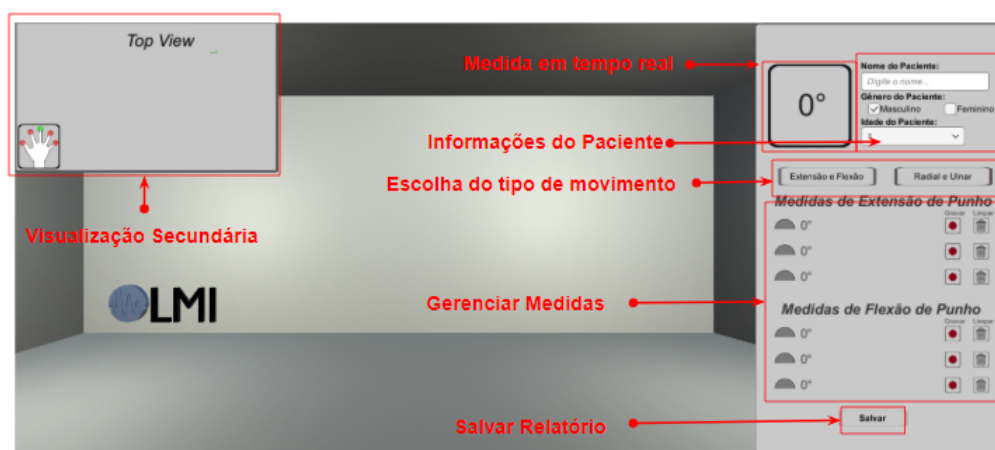
Nesta seção serão apresentados o software desenvolvido tal como as suas funcionalidades implementadas e exemplos da utilização do mesmo. Ainda será abordado o resultado da qualidade das medições utilizando o dispositivo Leap Motion. Vale ressaltar para esta etapa que para a validação da ferramenta desenvolvida será utilizado como comparação a padronizada ferramenta utilizada para obtenção das ADM, o goniômetro.

Para sustentar um nível de confiabilidade durante a validação, foram realizadas cerca de cem amostragens de ângulos para cada um dos quatro movimentos do punho discutidos neste trabalho seguindo rigorosamente o cenário de testes relatado na seção 3.

4.1 Aplicação desenvolvida

A aplicação desenvolvida auxiliará o terapeuta na realização das medidas da articulação do punho e agilizará o processo como um todo. Através de sua interface principal será informado qual o valor da amplitude de movimento do punho que está sendo realizado. No entanto, ainda cabe ao terapeuta informar qual o movimento que está sendo realizado e se o mesmo está sendo realizado de maneira correta. Sendo assim, é necessário repassar ao computador qual o tipo de movimento que o paciente está pondo em prática. Esta escolha pode ser feita na tela principal do programa no painel de opções como mostra a figura 20.

Figura 20: Tela Principal do Software desenvolvido e suas funcionalidades

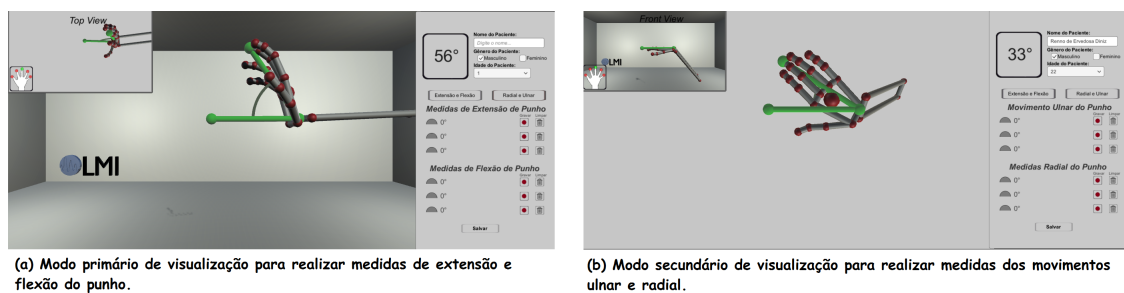


Fonte: Autoria própria

Determinado o tipo de movimento que será realizado, o programa fará uma mudança entre as visualizações primária e secundária, como ilustra a figura 21. Isto foi

adaptado para oferecer uma melhor visualização ao terapeuta da mão capturada e para o software alternar entre o método de cálculo da amplitude do movimento. Ao escolher o tipo de medição, também é realizada uma alteração no painel que dará ao usuário acesso às medições do tipo escolhido. Este método de mudança de painel foi determinado desta forma para não poluir a interface do programa com muitos campos de preenchimento e informação.

Figura 21: Visualizações primária e secundária para proporcionar clareza do movimento



Fonte: Autoria própria

No campo "Gerenciar Medidas" da figura 20, é possível visualizar uma opção cujo ícone se assemelha ao tradicional botão de gravação de áudio, e também um outro que tem um símbolo de uma lixeira. Como é possível presumir, o primeiro serve para iniciar as medições, enquanto o segundo tem como funcionalidade apagar uma medida realizada. Vale salientar que para o primeiro botão, sua funcionalidade é semelhante a um sistema ligado e desligado, que trabalha da seguinte maneira: pressionado pela primeira vez, medições serão realizadas e salvas constantemente, e apenas quando pressionado novamente pela segunda vez que o aplicativo parará de efetuar medições. Vale ressaltar que para o botão de gravar, a medida armazenada será aquela que obteve a maior amplitude de articulação e também a que constará posteriormente no relatório gerado.

Caso o terapeuta durante o exame identifique uma situação de incoerência ou o movimento não tenha sido corretamente realizado pelo paciente, a funcionalidade "apagar" do botão com ícone de lixeira é suficiente para limpar a medida. Basta agora a medida ser refeita utilizando o botão de gravação.

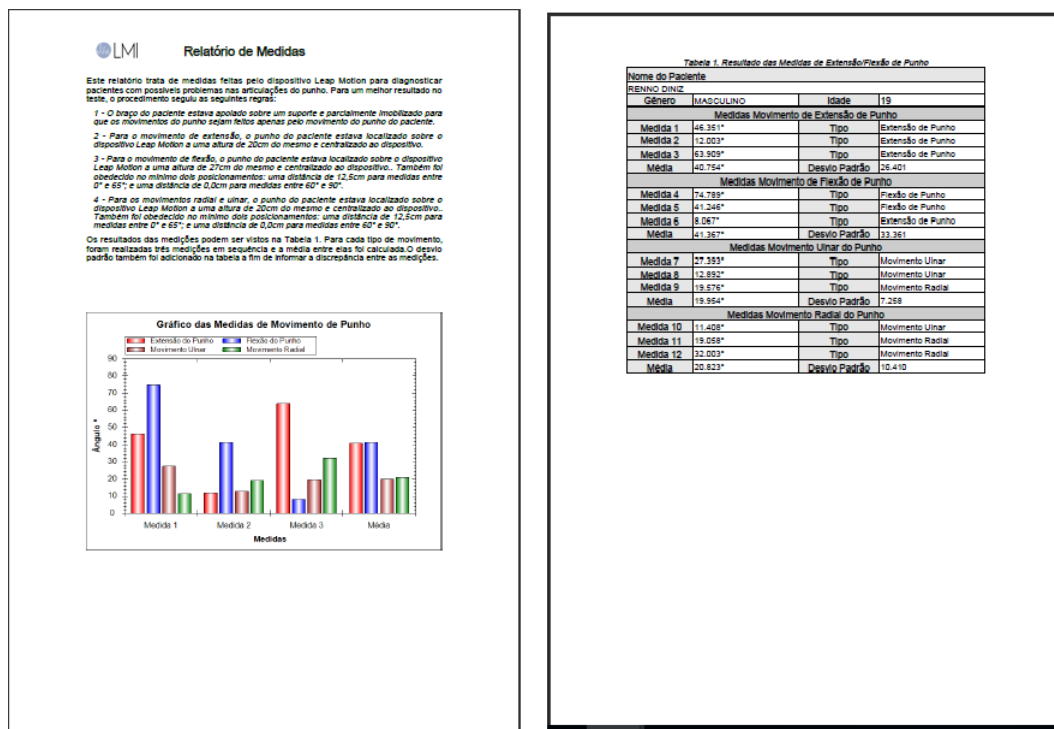
Como decidido durante o desenvolvimento do aplicativo, ficaria a critério do especialista escolher qual o dedo que ele deseja tomar como referência para ser medido a angulação. Esta decisão estará sempre disponível no canto superior esquerdo da tela, como mostra na região indicada "Visão Secundária" da figura 20. Para alternar entre os dedos, é suficiente o usuário pressionar um dos botões em vermelho, automaticamente

o software irá realizar a mudança para o dedo cujo botão foi pressionado. Apesar da imagem ser da mão direita, esta funcionalidade está acertada para ambas as mãos.

A qualquer momento ou após executado o processo de obtenção das ADM, um relatório poderá ser gerado com as medidas efetuadas. A funcionalidade "Salvar" na figura 20 é a responsável por esta tarefa. Ao ser recebido o evento de interação deste botão, será oferecido ao usuário a opção de escolher o local em que o relatório deverá ser armazenado.

A figura 22 ilustra a formatação do relatório gerado pelo programa. No cabeçalho na página 1, está descrito dicas fundamentais de como deve ser realizada a medição com o dispositivo Leap Motion, dicas estas que estão descritas na seção 3. Logo em seguida ao cabeçalho, consta graficamente através de um gráfico de barras, as medições que foram realizadas pelo terapeuta. Já na página 2 ainda da figura 22, há informações numéricas extras que oferecem mais detalhes das medidas e ainda o desvio padrão e média entre elas.

Figura 22: Exemplo do formato do relatório gerado pelo aplicativo.



Fonte: Autoria própria

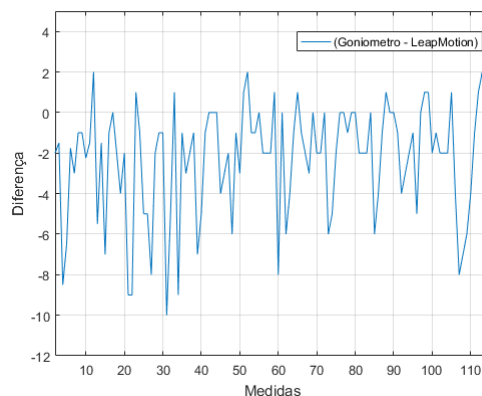
4.2 Resultados e Análise das Medidas do Movimento de Extensão do Punho

Durante a realização das medidas do movimento de extensão do punho, foi identificado uma possível inabilidade na captura do modelo de testes por parte do dispositivo Leap Motion. A começar de 30° (medidos no goniômetro) o dispositivo Leap Motion amplifica a medição para aproximadamente 10° do valor correto. No entanto, a medida realizada pelo Leap Motion continua proporcional a medição real e se eleva conforme o ângulo aumenta, porém enquanto a variação do goniômetro é gradual, o acréscimo da medida do Leap Motion é lenta, o que leva futuramente as medidas a se coincidirem. É apenas quando atinge aproximadamente 45° que as medidas realizadas pelo dispositivo Leap Motion se reajustam e voltam a corresponder com as medidas do goniômetro.

Para identificar o problema, foi questionado primeiramente se o cálculo utilizado para obter a angulação estava incorreto ou mal programado. Para averiguar esta hipótese, cinco pontos de posicionamento dos dedos e punho brutos informados pela API do Leap Motion foram adquiridos e o cálculo da angulação foi realizado manualmente. Os resultados corresponderam ao calculado em software. Negada a primeira hipótese, foi levantado se de fato o dispositivo perdesse precisão nesta região. Foi então praticado alguns testes com uma mão humana de algumas medidas com graus acima ou igual a 30° . Deste segmento, as medidas do dispositivo Leap Motion foram condizentes com as do goniômetro. Baseando-se nos dois ponderamentos, é inferido que o problema na verdade está de fato na incapacidade do Leap Motion de capturar corretamente o modelo de gesso.

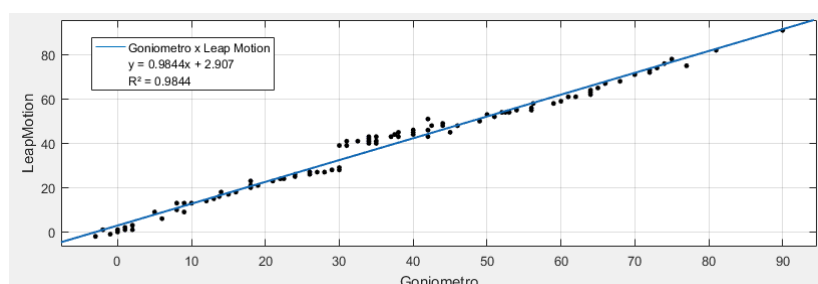
Para ilustrar graficamente o problema relatado e analisar a semelhança das medições goniômetro *versus* Leap Motion, na imagem 23 estão representadas as diferenças entre as medidas do goniômetro e do *software* desenvolvido dos testes realizados. Como é possível verificar, em alguns pontos há uma diferença de até $\pm 10^\circ$ entre as medições, esta ocorrência é justamente devido ao problema de amplificação citado anteriormente. Este evento é mais claramente visualizado na figura 24, que também foi gerada com os mesmos dados. Nesta imagem, a descontinuidade em $x = 30$ deixa claro a incoerência de medição. Para a figura 24, deveria ser obtido como resultado ideal uma reta com coeficiente angular igual a um, no entanto, como sempre haverá diferença entre as medidas isto não ocorre. O comportamento em contrapartida, é semelhante ao de uma reta e utilizando o aplicativo de ajuste de curva do software Scilab, foi obtido com os dados uma aproximação linear com *R-Squared* igual a 0,9844.

Figura 23: Diferença das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion para o movimento de extensão



Fonte: Autoria própria

Figura 24: Ajuste Linear das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion para o movimento de extensão

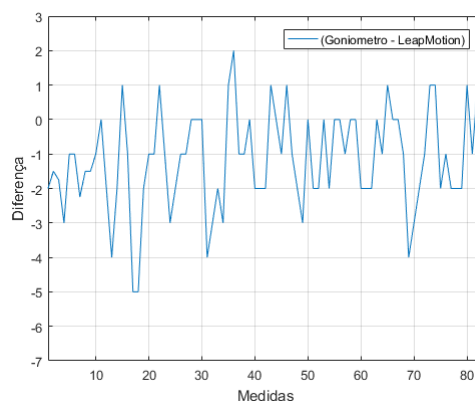


Fonte: Autoria própria

Para gerar uma melhor análise, sem as medidas incoerentes, os dados entre 30° e 45° foram removidos das amostras e os gráficos foram novamente refeitos. A figura 25 é a nova diferença entre as medidas, porém sem esta região. Com a remoção dos dados, a maior variação entre as medidas Goniômetro *versus* Leap Motion recaiu para ± 5 graus. Isto demonstra um alto índice de correlação entre as medições e também o quanto a variabilidade foi comprometida pela da região de medições incoerentes.

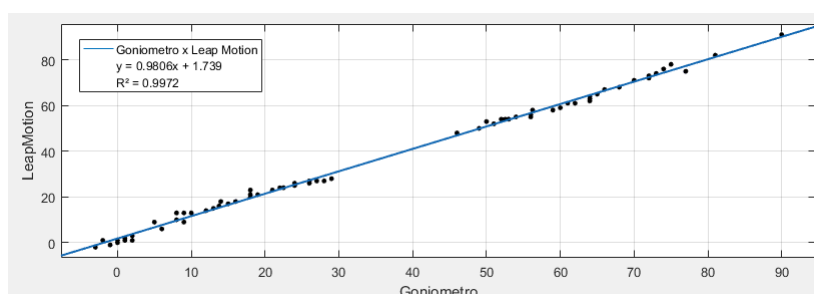
Ainda sem os dados entre 30° e 45°, a nova reta ilustrada na figura 26 resultado do ajuste de curva pressupõe um melhor resultado. Excluída a influência da região sobre o ajuste, o coeficiente de determinação, o *R-Squared*, cresceu para 0.9972, valor bastante próximo ao ideal.

Figura 25: Diferença das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion com amostras incoerentes removidas



Fonte: Autoria própria

Figura 26: Ajuste Linear das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion com amostras incoerentes removidas



Fonte: Autoria própria

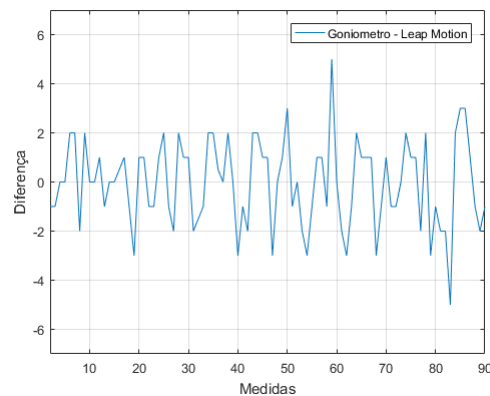
4.3 Análise das Medidas do Movimento de Flexão do Punho

O resultado das medidas realizadas para o movimento de flexão do punho se assemelharam bastante com o de extensão. A única problemática para este movimento foi a eventual perda de captura para amplitudes angulares maiores que 80 graus. Nesta região, mesmo posicionando o dispositivo Leap Motion conforme discutido na seção 3, sucedeu que em alguma circunstância o dispositivo não capturava o modelo de gesso. Para reaver a captura, foi necessário movimentar o dispositivo até uma região que a captura fosse mais clara. A identificação da mão sendo realizada com sucesso, o Leap Motion era lentamente reposicionado na posição correta e a medição realizada.

Analizando a figura 27, se constata que as medidas realizadas tiveram comparta-

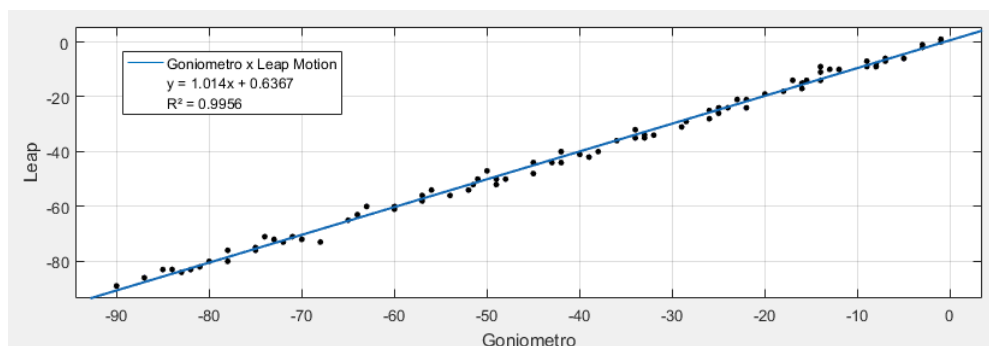
mento semelhantes ao movimento de extensão do punho, sendo que para este caso a maior diferença entre as medições não excedeu ± 5 graus.

Figura 27: Diferença das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion para o movimento de flexão



Ainda que tenha obtido resultado semelhante ao movimento de extensão, é necessário ressaltar que enquanto para o movimento de extensão, uma região teve grande perda de precisão nas medidas, para o movimento de flexão este problema não ocorreu, e nenhum dado foi removido da amostragem. Sendo assim, o gráfico de ajuste de curva na imagem 28 obteve coeficiente de ajuste de 0,9956, resultado semelhante ao de extensão quando as medidas incoerentes foram removidas.

Figura 28: Ajuste Linear das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion para o movimento de flexão



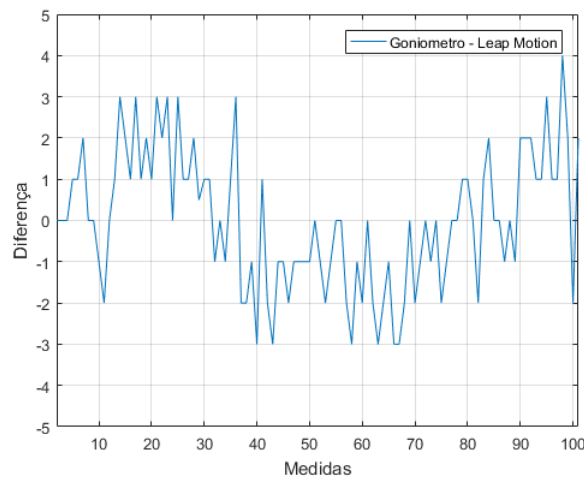
4.4 Análise das Medidas do Movimento Ulnar do Punho

As medidas dos movimentos ulnar e radial foram as que menos requisitaram movimentação e reposicionamento do sensor. Supostamente, isto ocorre pelo movimento ser

apenas na horizontal e portanto o sensor sempre visualiza com detalhes parâmetros da mão que são utilizados para a detecção.

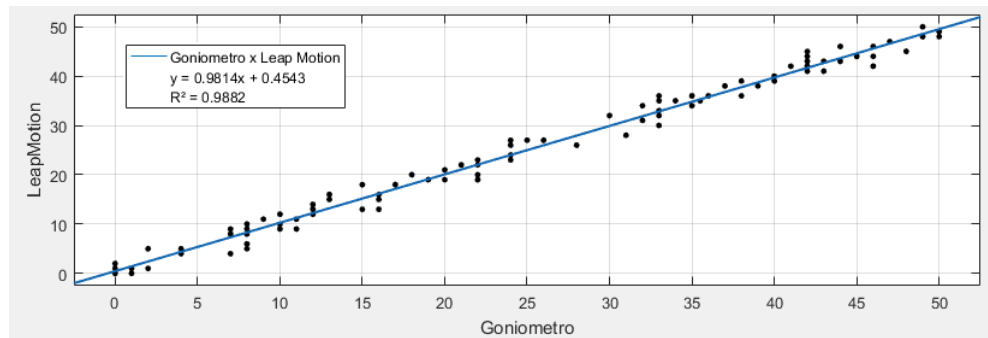
À primeira vista, analisando a figura 29 das diferenças das medições para o movimento ulnar, a discrepância entre as medições é mínima, com uma variação de no máximo ± 4 graus.

Figura 29: Diferença das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion para o movimento ulnar.



Analisando o gráfico do ajuste de curva na figura 30, supõe-se que ocorreu uma perda no coeficiente de ajuste e de fato, o coeficiente *R-Squared* foi de 0,9882, valor inferior aos movimentos anteriores. No entanto, isto é justificado pelos pontos estarem mais agrupados neste movimento, isto é, enquanto nos movimentos de extensão e flexão cerca de cem medições foram realizadas entre as angulações de 0° e 90° graus, no movimento ulnar cem medições foram realizadas entre 0° e 45°. Desta maneira, há mais repetições de amostragens em uma mesma região. Este evento é claramente perceptível se compararmos a figura 30 com a figura 28. Verifica-se que na segunda, os pontos estão distribuídos em linha, sem haver agrupamento de pontos em um mesmo local do eixo X. Já na figura 30 por sua vez, há muitos pontos agrupados em um mesmo local do eixo X. Este evento de redução no coeficiente de ajuste implica de fato em uma variância na medida, mas também significa que há uma maior confiabilidade nas medições dessa região. Esta ocorrência irá se repetir novamente no movimento radial, e como a angulação é ainda menor, a tendência é que o *R-Squared* seja ainda mais inferior. Isto ocorrerá até que as medições feitas não excedam um limite máximo de variação.

Figura 30: Ajuste Linear das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion para o movimento ulnar.



4.5 Análise das Medidas do Movimento Radial do Punho

Semelhante ao movimento ulnar, o movimento radial é realizado apenas horizontalmente e portanto, o sensor foi capaz de capturar a mão sem sumiço repentino. Para este movimento, o gráfico da figura 31, mostra que a variação máxima obtida nas medições foi de ± 4 graus, valor próximo aos outros tipos de movimento.

Como já relatado anteriormente, o agrupamento dos dados resultaram em um menor valor no coeficiente de ajuste de reta, porém muitas medidas de valor próximo em um mesmo ponto indica confiabilidade na medição. Ilustrado a reta resultado do ajuste linear das medidas radiais do punho na figura 32, é evidente que o fenômeno de redução do valor *R-Squared* irá ocorrer. Para este caso, o coeficiente de ajuste, o *R-Squared*, obteve valor de 0,9691. Entretanto, como já dito anteriormente, essa redução já era esperada, pois o conglomerado de pontos neste contexto é superior aos casos anteriores. A variabilidade da medida por sua vez não eleva o máximo de $\pm 4^\circ$, o que sugere um alto nível correlação com as medidas do goniômetro.

Figura 31: Diferença das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion para o movimento radial

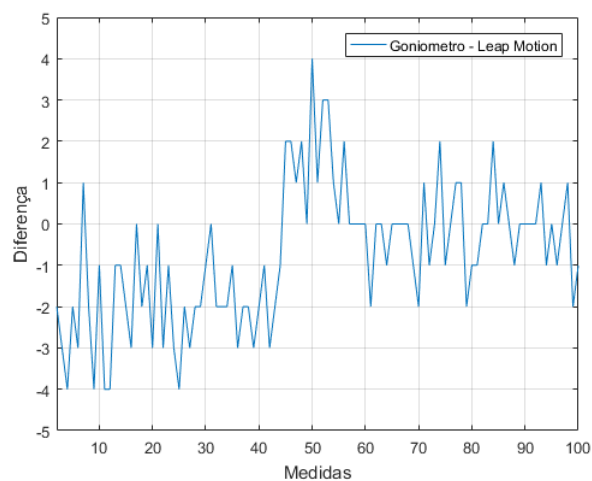
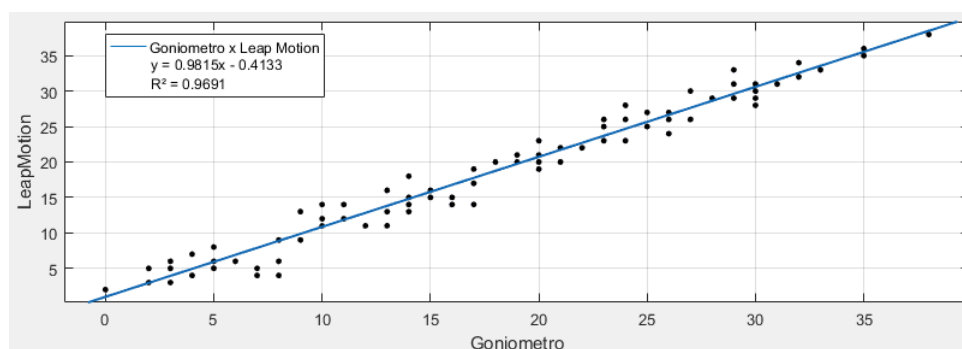


Figura 32: Ajuste Linear das Medições Goniômetro *versus* Leap Motion para o movimento radial



5 DISCUSSÃO

Agrupando os resultados individuais obtidos de cada movimento, é possível admitir que as medidas realizadas pela ferramenta desenvolvida se aproximaram em 96% das medidas efetuadas pelo goniômetro, sendo obtida uma diferença de no máximo ± 5 graus. As retas dos ajustes de curva realizados entre as medições goniômetro *versus* Leap Motion também demonstram a linearidade, obtendo coeficientes angulares próximos a 1 e coeficientes lineares próximos a zero. No entanto, é necessário destacar que medições efetuadas pelo goniômetro não são totalmente precisas, podendo esta variabilidade estar beneficiando ou prejudicando os resultados da ferramenta desenvolvida.

Assim como é informado no SAPO e no trabalho de Costa (COSTA, 2007), também era desejável na finalização deste trabalho, estabelecer um erro de variância entre as medidas do próprio Leap Motion, isto é, o erro de medida do próprio dispositivo. Para isto no entanto, seria necessário estabelecer um método de medição fixa, para que a mesma angulação fosse mensurada diversas vezes mesmo após reposicionamentos. Contudo, reposicionar o modelo de gesso com a mesma angulação tomando como referência a medição do goniômetro, recai na possibilidade de variação entre o ângulo e, o que deveria ser um valor fixo, na realidade não é. Assim, a variação da medida obtida no Leap Motion poderia ser de fato uma ocorrência de variação e não um erro de medida. A solução para este problema seria substituir ou adicionar uma terceira ferramenta de referência que seja mais precisa e isenta de erros externos.

Foi levantado também, durante este trabalho, uma carência de informação quanto aos critérios que são utilizados pelo dispositivo para identificar uma mão. Esta necessidade é justificada pela dificuldade encontrada do Leap Motion em detectar o modelo em alguns tipos de movimentos e em determinadas angulações. O conhecimento sobre estes parâmetros poderá melhorar a aferição quando for realizada a construção de um novo modelo.

CONCLUSÃO

Os objetivos propostos neste trabalho foram de fato atingidos. A proposta de desenvolver uma aplicação utilizando um dispositivo Leap Motion que realizasse medições tal como o goniômetro foi concluída e mostrou-se ser tão próxima em suas medidas quanto à ferramenta padronizada, com uma variabilidade entre as medidas de no máximo ± 5 graus. Como também foi apresentado, as medições são realizadas automaticamente pelo dispositivo e facilmente integradas em um relatório. Desta forma, a aplicabilidade do *software* no atual cenário de reabilitação sugere grau de otimização no processo de diagnóstico realizado em clínicas de realibitação do punho. No entanto, ainda é necessário ampliar os testes da ferramenta desenvolvida para um campo mais prático e real a fim de garantir que sua resposta é adaptável ao cenário real ao qual a aplicação será possivelmente implantada. Assim, para cessar questionamentos quanto a ferramenta poder, de fato, ser uma alternativa ao goniômetro é necessário realizar medições em indivíduos com e sem limitações nos braços. Um outro requerimento levantado e de alta importância, é novamente reproduzir o processo de validação realizado neste trabalho com uma outra ferramenta mais precisa e confiável. Apesar do goniômetro já ser um equipamento padronizado no ambiente médico, é questionado se de fato ele é apto em ser utilizado como ferramenta para validação de novas tecnologias cuja precisão de medida é superior à sua. Devido a isto, é sugerido que para examinar a ferramenta desenvolvida seria mais prudente realizar uma outra validação com uma terceira ferramenta ainda mais precisa do qual a medição do ângulo fosse tomada como referência. Isto reduziria ao máximo as variabilidades ao qual não se tem controle, tais como erros humanos, e permitiria uma validação mais confiável.

REFERÊNCIAS

- AGOSTON, M. K. *Computer Graphics and Geometric Modelling: Implementation and Algorithms*. Springer Science and Business Media, 2005. 404 p. ISBN 978-1-84628-108-2. Disponível em: <https://books.google.com/books?id=TAYw3LEs5rgC\&pg=PA404>.
- BARBOSA, R. et al. Perfil dos pacientes com lesões traumáticas do membro superior atendidos pela fisioterapia em hospital do nível terciário. *Acta Fisiátr*, n. 2, p. 14–19, 2013.
- BATISTA, L. et al. Avaliação da amplitude articular do joelho: correlação entre as medidas realizadas com o goniômetro universal e no dinamômetro isocinético. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, scielo, v. 10, p. 193 – 198, 00 2006. ISSN 1413-3555. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552006000200009&nrm=iso.
- BATISTA, T. V. V. Reconhecimento de gestos por sinais eletromiográficos para um jogo voltado à reabilitação de mãos e punho. *Dissertação (Mestrado em Modelos de Decisão e Saúde) - Universidade Federal da Paraíba*, 2017. ISSN 1424-8220. Disponível em: <http://tede.biblioteca.ufpb.br:8080/handle/tede/9071>.
- CARVALHO, R. M. F. d.; MAZZER, N.; BARBIERI, C. H. Análise da confiabilidade e reprodutibilidade da goniometria em relação à fotogrametria na mão. *Acta Ortopédica Brasileira*, scielo, v. 20, p. 139 – 149, 00 2012. ISSN 1413-7852. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-78522012000300003&nrm=iso.
- COLGAN, A. *How Does the Leap Motion Controller Work?* 2014. Acesso em: 07 de maio de 2018. Disponível em: <http://blog.leapmotion.com/hardware-to-software-how-does-the-leap-motion-controller-work/>.
- COSTA, E. M. G. d. *Goniômetro*. [S.l.]: UNICENP/NCET, 2007.
- DARÉ, P. D. C. B. Espaço arquitetônico de centros cirúrgicos com a implantação da telemedicina. *Monografia para graduação-Universidade Federal da Bahia*, 2008.
- DIÁRIO, S. *Lesões nas mãos e punhos representam mais de 43% dos acidentes de trabalho*. 2017. Acesso em: 11 de dezembro de 2017. Disponível em: <http://seculodiario.com.br/33388/15/lesoes-nas-maos-e-punhos-representam-mais-de-43-dos-acidentes-de-trabalho>.
- ENTERPRISE, M. *Loja Oficial Pulseira Myo*. 2018. Acesso em: 28 de novembro de 2017. Disponível em: <https://store.myo.com/>.
- FERREIRA, E. A. G. Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural. Faculdade de Medicina da USP, 2018.
- GOUVEIA, V. H. d. O. et al. Reliability of the measures inter and intra-evaluators with universal goniometer and fleximeter. *Fisioterapia e Pesquisa*, scielo, v. 21, p. 229 – 235, 09 2014. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1809-29502014000300229&nrm=iso.

- GUNA, J. et al. An analysis of the precision and reliability of the leap motion sensor and its suitability for static and dynamic tracking. *Sensors*, v. 14, n. 2, p. 3702–3720, 2014. ISSN 1424-8220. Disponível em: <http://www.mdpi.com/1424-8220/14/2/3702>.
- GUR, D. *Top 10 Unity Games Ever Made*. 2017. Acesso em: 28 de novembro de 2017. Disponível em: <http://blog.soomla.com/2015/01/top-10-unity-games-ever-made.html>.
- J.A.M, F. d. S. Robôs na medicina. *Dissertação (Mestrado em Modelos de Decisão e Saúde)* - Universidade Federal da Paraíba, 2013.
- KHOSHELHAM, K.; ELBERINK, S. O. Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications. *Sensors*, v. 12, n. 2, p. 1437–1454, 2012. ISSN 1424-8220. Disponível em: <http://www.mdpi.com/1424-8220/12/2/1437>.
- LISBOA, B. T. Olimpíada de robótica no campo das vertentes. robótica e medicina- universidade de são joão del rei. *Dissertação (Mestrado em Modelos de Decisão e Saúde)* - Universidade Federal da Paraíba, 2010.
- MARQUES, A. P. *Manual de goniometria*. [S.l.]: Ed. Barueri, 2003. ISBN 85-204-1627-6.
- MELLO, J. *Robôs-médicos que andam sozinhos podem ser o futuro da medicina*. 2013. Acesso em: 26 de fevereiro de 2018. Disponível em: <http://revistagalileu.globo.com/Revista/Common/0,,EMI338252-17770,00-ROBOSMEDICOS+QUE+ANDAM+SOZINHOS+PODEM+SER+O+FUTURO+DA+MEDICINA.html>.
- MOTION, S. O. L. *Gestures*. 2017. Acesso em: 28 de novembro de 2017. Disponível em: https://developer.leapmotion.com/documentation/v2/csharp/devguide/Leap_ Gestures.html.
- NICHOLA, B. *Developer Guide Hands*. 2017. Acesso em: 28 de novembro de 2017. Disponível em: https://developer.leapmotion.com/documentation/v2/csharp/devguide/Leap_ Hand.html.
- NICHOLA, B. *Getting Started with Unity Modules*. 2017. Acesso em: 28 de novembro de 2017. Disponível em: <https://github.com/leapmotion/UnityModules/wiki>.
- NICHOLA, B. *Leap Motion Official Site for developers*. 2017. Acesso em: 28 de novembro de 2017. Disponível em: <https://developer.leapmotion.com/get-started>.
- OLIVEIRA, L.; ARAÚJO, P. *Medida da amplitude articular*. [S.l.]: Sociedade Brasileira de Terapeutas da Mão, 2003. 37-49 p. ISBN 85-204-1627-6.
- PHAM, T. et al. A non-contact measurement system for the range of motion of the hand. *Sensors*, v. 15, n. 8, p. 18315–18333, 2015. ISSN 1424-8220. Disponível em: <http://www.mdpi.com/1424-8220/15/8/18315>.
- SACCO, I. et al. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, scielo, v. 11, p. 411 – 417, 10 2007. ISSN 1413-3555. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552007000500013&nrm=iso.

SOUZA, L. Camargo de et al. Avaliação da amplitude de movimento (amd) em plano coronal anterior utilizando o sensor kinect: articulações do ombro e do quadril. Conference: XVII Encoinfo – Congresso de Computação e Sistemas de Informação, At Palmas, Tocantins, Brasil, 10 2015.

TREJO, R. L. et al. Hand goniometric measurements using leap motion. In: *2017 14th IEEE Annual Consumer Communications Networking Conference (CCNC)*. [S.l.: s.n.], 2017. p. 137–141.

WEICHERT, F. et al. Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller. *Sensors*, v. 13, n. 5, p. 6380–6393, 2013. ISSN 1424-8220. Disponível em: <http://www.mdpi.com/1424-8220/13/5/6380>.